

Aus der Abteilung für zahnärztliche
Werkstoffkunde und Technologie
(Vorsteher: Prof. Dr. H. Marx) der
Klinik und Poliklinik für Zahn-,
Mund- und Kieferkrankheiten der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vergleichende Untersuchungen über Paßgenauigkeit und
Formtreue einiger Prothesenwerkstoffe von Unterkiefer-
vollprothesen.

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Franz Jochen Kempter
aus Speyer

M a i n z 1974

1975



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554420_0086

Aus der Abteilung für zahnärztliche
Werkstoffkunde und Technologie
(Vorsteher: Prof. Dr. H. Marx) der
Klinik und Poliklinik für Zahn-,
Mund- und Kieferkrankheiten der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vergleichende Untersuchungen über Paßgenauigkeit und
Formtreue einiger Prothesenwerkstoffe von Unterkiefer-
vollprothesen.

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Zahnheilkunde
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Franz Jochen Kempter
aus Speyer

M a i n z 1974



Fachbereichsdekan: Prof.Dr.Dr. W. Ketterl

Referent: Prof. Dr. H. Marx

Korreferent: Prof. Dr. K. Fuhr

Tag der mündlichen Prüfung:26.2.1975.....

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Aufgabenstellung	S. 1 - 2
2. Literaturüberblick	S. 3 - 10
a) Einflüsse auf die Paßgenauigkeit der Kunststoffprothesen	
b) Einflüsse auf die Formtreue der Prothese	
c) Einflüsse auf die Paßform und Maßgenauigkeit von Metallgüssen	
d) Probleme des Verbundsystems zwischen Metall und Kunststoff.	
3. Allgemeines über die verwendeten Materialien und ihre technischen Probleme bei der Prothesenherstellung	S. 11 - 13
4. Betrachtung einiger bisheriger Prüf- und Meßverfahren	S. 14 - 17
5. Versuchsanordnung und Durchführung	S. 18 - 22
6. Meßverfahren	S. 23 - 25
7. Materialien zur Herstellung der zu prüfenden Unterkieferprothesen	S. 26
8. Auswertung des Meßergebnisses	S. 27 - 70
a) Allgemeiner Teil	
b) Spezieller Teil	
c) Gewichtsverhalten	
9. Diskussion der Ergebnisse	S. 71 - 73
10. Zusammenfassung	S. 74
11. Literaturverzeichnis	S. 75 - 80

1. Einleitung und Aufgabenstellung.

Betrachtet man den Wandel, den die moderne Prothetik durch Kunststoffe und hier vor allem durch die Acrylate erfahren hat, so ist der Fortschritt seit der Einführung des Kautschuks als Prothesenmaterial durch CHARLES GOODYEAR augenscheinlich. Die enormen Verbesserungen, die die Kunststoffe brachten, können aber nicht darüber hinwegtäuschen, daß der ideale Werkstoff zur Prothesenherstellung noch nicht gefunden wurde.

So wird zum Beispiel das Auftreten von Prothesen-Stomatopathien häufig beschrieben. Wenn auch in der Überwiegenden Zahl der Krankheitsfälle, eine zu kleine und zu schmale Prothesenbasis oder Rauigkeiten am Prothesenkunststoff als Erkrankungsursache angesehen werden können, muß man doch auch eine mangelnde Paßform und Einflüsse des Restmonomers berücksichtigen.

MARXKORS (26) verneint allerdings im Gegensatz zu WANNENMACHER (43) die toxische Wirkung des Monomers, gibt aber an, daß es als Hapten zu einer Allergisierung führen kann.

Für MARX (23) ist die wichtigste Forderung an eine Prothese die absolute Paßgenauigkeit, d.h. die kongruente Übereinstimmung der kieferseitigen Prothesenbasis mit dem Kiefer selbst. APPENZELLER (2) fordert darüber hinaus die Gewährleistung einer exakten Formkonstanz, während der Verweildauer im Mund. Beide Forderungen können die Kunststoffe nicht voll erfüllen.

DEWEIN (5) stellte 1958 die Prognose, daß "nach dem heutigen Stand der Wissenschaft auf dem Dentalgebiet anzunehmen ist, daß die Kunststoffe, die auf der Basis von Methacrylaten aufgebaut sind, führend bleiben werden". JANKE (14) schreibt, daß auf dem Gebiet der Kunststoffe kaum noch Neuerungen zu erwarten sind, da ihre grundlegenden Materialeigenschaften erkannt sind.

Die unbefriedigende Lösung der Maßgenauigkeit und der Maßbeständigkeit führt immer wieder dazu, nach neuen Materialien oder Verarbeitungsmöglichkeiten zu suchen. Aber auch die Forderung nach einem zeit- und materialsparenden Verfahren wird heute mehr denn je gestellt. Dieses Ziel versuchte die Industrie durch die Entwicklung der Gießkunststofftechnik und der sogenannten Spritzgußtechnik zu verwirklichen. Die Forschung muß sich aber nach den Forderungen der Klinik richten und damit dem Problem der Maßgenauigkeit und der Maßbeständigkeit mehr Beachtung schenken (15).

Unter diesem Aspekt ist wohl der Versuch von LAURITZEN (19) zu sehen, anstelle einer Unterkieferprothesenbasis aus Kunststoff eine Goldmetallbasis zu verwenden.

In der vorliegenden Arbeit soll nun an Hand von Unterkieferprothesen nachgeprüft werden, wie sich der Einfluß verschiedener Materialien und Herstellungsverfahren auf die Maßgenauigkeit und Formkonstanz auswirkt.

2. Literaturüberblick.

a) Einflüsse auf die Paßgenauigkeit der Kunststoffprothese.

Betrachtet man die Mängel, die an Prothesen entstehen können, so wird zu prüfen sein, inwieweit ihre Ursache material- oder verarbeitungsbedingt ist. Ein Teil dieser Fehler wird sicher, wie eingangs erwähnt, im Bereich der "Bioprothetik" zu suchen sein, ein großer Prozentsatz beruht jedoch auf "Materialmängel und / oder Laboratoriumsfehler", also im Bereich der "Werkprothetik" (32).

Übereinstimmend wird von vielen Autoren, unter anderem besonders von MARX (23), JANKE (15) die Bedeutung einer guten Paßform der Prothese für ihre einwandfreie Funktionstüchtigkeit hervorgehoben. So führt nach JANKE (15) schon eine Schrumpfung lateraler Prothesenteile um ein Drittel Millimeter für die Dauer der Tragezeit zu einer Durchblutungsstörung der Schleimhaut des betroffenen Gebietes. Bei längerem Anhalten dieses Zustandes kann es so zu einem Kieferkammschwund kommen. Da dieser Vorgang schmerzlos verläuft, hält JANKE (15) die Inkongruenzen geringeren Grades für gefährlicher als grobe Fehler, die sich durch Schaukeln der Prothese und durch Schmerzen bemerkbar machen.

Vergegenwärtigt man sich, in welchem Umfange in der zahnärztlichen Technik die Formgebung durch plastische oder bei Metallen durch flüssige Werkstoffe erreicht wird, so wird deutlich, daß die Volumenänderungen einen wesentlichen Einfluß auf die Paßgenauigkeit der fertigen Prothese ausüben. Volumenänderungen treten nicht nur beim Erstarren aus einer Schmelze auf, sondern auch während der Verfestigung plastischviskoser Massen oder bei Temperaturänderungen. Unabhängig von der Ursache der Volumenänderung führt eine Expansion zu einer Abstandsvergrößerung der Atome oder Moleküle. Beim Kunststoff

bedeutet dies, daß das Monomer als Lösungsmittel in das schon polymerisierte Pulver eindringt und ein Auseinanderrücken der Makromoleküle bewirkt: der Kunststoff quillt. Bei der Abbindereaktion tritt durch Diffusion eine Änderung der Zusammensetzung der beteiligten Komponenten ein, woraus eine Kontraktion resultiert. MEINERS (28), SCHRÖDER (38) führen die mangelnde Paßgenauigkeit der Prothese nicht auf die Polymerisationsschrumpfung zurück, sondern indem sie sich auf die Untersuchungen von ANDERES (1) stützen, auf die thermische Kontraktion, die während der Abkühlung des Materials von 100 Grad auf Raumtemperatur eintritt. Nach MARX (24) und MAYER (27) ist jedoch auch eine Polymerisationsschrumpfung zu berücksichtigen, doch dürfte der unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizient von Gips und Kunststoff die ausschlaggebendere Rolle für die Paßgenauigkeit spielen.

Autoakrylate bedürfen keiner Wärmezufuhr von außen und da die Reaktionswärme bei der Polymerisation durch den Gips sofort nach außen abgeleitet wird, findet nach SCHRÖDER (37) keine thermische Expansion oder Kontraktion statt, so daß ein besserer Sitz der Prothese zu erwarten ist. Tatsächlich erzielte MARX (25) mit kaltpolymerisierten Platten bessere Ergebnisse als mit Heißpolymerisaten und stellte im Anschluß seiner Untersuchungen die Frage, warum dieses Verfahren noch nicht allgemein anerkannt wird, zumal die Dauerbiegefestigkeit der Autoakrylate inzwischen die der Warmpolymerisate praktisch erreicht hat.

Neben diesen, in der chemischen und physikalischen Struktur der Kunststoffe beruhenden Eigenschaften, spielt auch die Laborverarbeitung eine wesentliche Rolle für die Paßgenauigkeit. So führen unterschiedliche Dosierun-

gen von Pulver und Flüssigkeit zu unterschiedlichen Qualitäten der Kunststoffprodukte. Auf die Bedeutung einer werkstoffgerechten Polymerisation für die Genauigkeit der Prothesenbasis haben neben anderen JANKE (15), MARX (24) und SCHRÖDER (38) hingewiesen. MARX (21) konnte zeigen, daß z.B. eine mangelnde Verdichtung des Kunststoffteiges bei der Polymerisation zu einer Weißverfärbung führen kann. JANKE (15) sieht in einer zu schnellen Abkühlung die Ursache für Spannungen in einer Prothese, dies führt zwangsläufig zu Verwerfungen im Gebrauch. Ebenso wirkt sich die Isolierung auf die fertige Prothese aus. Die heute gebräuchlichen Alginat-Isolierungen bilden nur eine optisch dichte Membran, welche jedoch wasserdampfdurchlässig ist. Dadurch kommt es zu einer Wasserdampfschädigung bei der Polymerisation (23).

b) Einflüsse auf die Formkonstanz der Prothese.

Die Maßbeständigkeit einer Prothese wird von APPENZELLER (2) in ihrer Bedeutung für ihren klinischen Gebrauch der Maßkonstanz gleichgestellt. Sie wird beeinflusst durch:

- 1) intermittierende Belastungen
- 2) durch Milieuwechsel
 - a) bezüglich der Temperatur
 - b) durch Feuchtigkeiten

Der Hauptgrund für eine dimensionelle Veränderung der Prothesenbasis dürfte bei klinischem Gebrauch in der Quellung infolge von Wasseraufnahme liegen. HOUWINK (11) sieht die Quellbarkeit von Stoffen in ihrem Aufbau begründet und teilt sie in unlösliche, quellbare und lösliche Stoffe ein. Er zählt die dentalen Kunststoffe zu

den bedingt quellbaren, da z.B. Wasser und Alkohol in der Lage sind, sich interzellulär zwischen Kunststoffketten anzulagern. Dadurch werden sie zwar auseinandergedrängt, jedoch nicht gänzlich voneinander gelöst. Die Größe der Wasseraufnahme wird nach EICHNER (7) von den hydrophilen Seitenteilen der polymeren Ketten bestimmt.

SCHREIBER (36) konnte zeigen, daß vernetzte Kunststoffe weniger quellen als unvernetzte.

Aus der Tatsache, daß auch bei Kunststoffen größter Dichte und Homogenität, wie z.B. Plexiglas, die Gewichtsänderung größer ist wie die Volumenzunahme, schließt JANKE (16), daß auch hier eine Wasseraufnahme stattfinden muß. Im weiteren Verlauf seiner Arbeit weist JANKE (16) auf die Problematik dieser Eigenschaft der Kunststoffe hin, indem er sagt, daß gut polymerisierte Stoffe, infolge ihrer Dichte mehr quellbare Substanz enthalten und damit eine stärkere Volumenzunahme erfahren als Inhomogene.

Auf die Auswirkung verschiedener Isoliermittel (Zinnfolie-Alginatfolie) auf die Maßbeständigkeit haben FAIRHURST C. und RYGE G. (9) aufmerksam gemacht. So führt der unterschiedliche Einfluß des Wassers auf dem Kunststoff bei der Polymerisation zu einer unterschiedlichen Strukturbildung im Werkstück.

Daraus resultiert ein unterschiedliches Quellverhalten der Prothesenoberflächen bei wechselndem Feuchtigkeitsumlieu. JANKE (16) hat darüber eingehender berichtet und widerspricht UHLIG (42) der in der einseitigen Zinnfolienisolierung eine Möglichkeit sieht, die Polymerisationsschrumpfung auszugleichen.

Während JANKE (16), SCHRÖDER (37) und PFÄNDLER (31) in den Quellvorgängen keinen Nachteil sehen, da ihrer

Meinung nach dadurch eine Möglichkeit gegeben ist die Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren, widerspricht hier WOELFEL (44) der sagt, daß die Quellvorgänge die Schrumpfung nicht kompensieren können. RINK (33) fügt hinzu, daß eine erhöhte Wasseraufnahme gleichzeitig zu einer Formveränderung des Zahnersatzes führt. Nach Untersuchungen von RITZE (34) liegt das absolute Maximum der Quellung im Unendlichen, das praktische Maximum ist dagegen nach 58 Tagen erreicht. Bewegtes Wasser führt zu einer etwas stärkeren Quellung, während die Temperatureinflüsse bei Raumtemperatur und bei 37 Grad keine Auswirkungen zeigen.

c) Einflüsse auf die Paßform und Maßgenauigkeit von Metallgüssen.

Die Volumenänderungen von Edelmetall-Legierungen haben zwei Ursachen:

- 1.) Sie nehmen im flüssigen Zustand etwa 5 % mehr Raum ein als nach ihrer Erstarrung (20). Dies kann zu Hohlräumen im Gußstück den sogenannten " Lunkern " führen. Zu ihrer Vermeidung wird ein " verlorener Kopf " unter Berücksichtigung des NEWTON ' schen Abkühlungsgesetzes angebracht.
Blasen und Poren entstehen aber auch durch Aufnahme von Gasen beim Schmelzen, die dann beim Erstarren wieder abgegeben werden (30).
- 2.) Der hohe Temperaturunterschied zwischen flüssiger Phase und Erstarrung hat bei Edelmetallen eine Kontraktion von linear zwischen 1,5 und 1,7 % zufolge. Diese Schwindung wird durch Auswahl einer geeigneten Einbettmasse ausgeglichen (7).

Ebenso wie bei den Kunststoffen kann es auch bei Metallen durch eine zu schnelle Abkühlung zu Spannungen im Gußstück

kommen, die dann zu Verwerfungen führen. Damit Güsse eine weitgehende Formkonstanz erreichen, muß ein feinkörniges homogenes Kristallgefüge gefordert werden, da grobkristalline Güsse eine verminderte Festigkeit besitzen und zu Verfärbungen neigen. Die Ursache für ein ungenügendes Kristallgefüge liegt in einer zu hohen Vorwärmtemperatur oder einer Überhitzung der Schmelze (21). Zum anderen führt auch eine zu geringe Keimbildung der Kristalle und deren zu langsames Wachsen infolge einer zu raschen Abkühlung zu einem grobkörnigen Kristallgefüge (7).

Schädigungen der Güsse ergeben sich auch durch Verunreinigungen der Legierungen. Edelmetall-Legierungen sind besonders empfindlich gegen Blei. Eine Verunreinigung von nur 0,06 % führt dazu, daß sich keine Mischkristalle mehr bilden, sondern eine niedrigschmelzende und spröde intermetallische Verbindung entsteht (29).

Neben den Edelmetall-Legierungen finden in der Zahnheilkunde immer mehr sogenannte Edelmehle Verwendung. Es handelt sich aber um Co- Cr-Legierungen, die die früher gebräuchlichen Chrom-Nickel-Mehle wegen ihrer besseren mechanischen Eigenschaften und ihrer höheren Korrosionsbeständigkeit verdrängen.

Die wegen der hohen Schmelztemperatur von durchschnittlich 1350° C notwendigen starken Energiequellen können leicht zu einer Veränderung der Legierung und damit zu Schädigungen führen. Die Gefahr einer oberflächlichen Überhitzung oder Oxydation durch den Gebrauch einer Acetylen-Sauerstoff-Flamme sei nur kurz erwähnt. Eine weitere Schwierigkeit besteht in der durchschnittlichen Erstarrungs- und Abkühlungs-Kontraktion von 2,3 - 2,5 % linear. Gipsgebundene Einbettmassen können wegen ihrer zu geringen Expansion und mangelnder Feuerfestigkeit

keine Verwendung finden. Bewährt haben sich Einbettmassen auf der Basis von Quarz bes. Christobalit. Doch kann die Abkühlungskontraktion nur annähernd ausgeglichen werden (8). Entscheidend für gute Güsse ist nicht nur die Auswahl der Einbettmassen, sondern auch das Mischungsverhältnis, die Korngröße, die Vorhärtung und die Vorwärmtemperatur. Auch die Art der Abkühlung ist für die einzelnen Legierungen verschieden. So soll langsames Abkühlen die hexagonale Kobaltumwandlung begünstigen, eine schnelle Abkühlung aber die sekundäre Ausscheidung von Carbiden verhindern (7).

d) Probleme des Verbundsystems zwischen Metall und Kunststoff.

Bei der Verbindung zweier in ihrer Struktur so verschiedener Stoffe, muß es zwangsläufig zu technischen Schwierigkeiten bei der Verarbeitung kommen. Der unterschiedliche strukturelle Aufbau beider Materialien verhindert das Zustandekommen einer chemischen Verbindung. Es ist also nur eine mechanische Anlagerung des Kunststoffes an die Metalloberfläche möglich (17).

Die häufig zu beobachtende Spaltbildung zwischen Kunststoff und Metall läßt sich durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten beider Materialien erklären. Er beträgt nach KUNISCHENSKI (18) bei Paladon 80 mal 10^{-6} bei der Dentallegierung Wironit nur ca. 20 mal 10^{-6} . Die Volumenänderung des Kunststoffes ist demnach 4 mal so groß wie die des Metalls. Unterschiedliche Wandstärken der Kunststoffmassen führen nach SCHWICKERATH (40) infolge erhöhter Wärmeabgabe dünnerer Kunststoffschichten an das Metall zu Spannungen. Spannungsrisse und Verwerfungen können die Folge sein.

Beim chemoplastischen Verfahren wird diese thermische Spaltbildung noch durch die polymerisationsbedingte Schwundspannung verstärkt.

Die häufige Folge dieser Spaltbildungen sind Farbveränderungen des Kunststoffes an den Nahtstellen zwischen Metall und Kunststoff. Gleichzeitig stellen sie eine Praedilektionsstelle für eine bakterielle Besiedelung dar.

3. Allgemeines über die verwendeten Materialien und ihre technischen Probleme bei der Prothesenherstellung.

Neben Kunststoffen auf der Basis von Methacrylaten wurden in der Zahnheilkunde auch Kunststoffe anderer chemischer Grundstrukturen wie z.B. Polyamide, Polyurethane und Epoxydharze verwendet. Grundsätzlich gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten der Prothesenherstellung.

- 1) das thermoplastische Verfahren, das meist als Spritzguß angewendet wird
- 2) das chemoplastische Verfahren, das im klassischen Paladon-Verfahren oder durch Spritzpressen angewendet wird (14).

Das thermoplastische Verfahren, zeitlich das Ältere, wird heute hauptsächlich bei der Herstellung von Massenartikeln verwendet. Die Gründe, warum sich der Spritzguß in der Zahnheilkunde nicht bewährt hat, liegen zum einen darin, daß nur Ausgangsstoffe mit relativ niedrigen Molekulargewichten Anwendung finden können, die sich durch die thermische Dissoziation beim Erhitzen noch weiter reduzieren. Darunter leidet die Dauerfestigkeit (7). Zum anderen bilden sich Zwangsstrukturen aus. JANKE (14) konnte zeigen, daß es sich eigentlich nicht um einen Spritzvorgang handelt, bei dem der zuerst eingespritzte Kunststoff auch an die entferntest liegenden Stellen gelangt. Tatsache ist, daß der zuerst eingepreßte Kunststoff infolge der Adhäsion direkt an den Eingangswänden hängen bleibt und dort erstarrt. Das weitere Material muß durch die sich mehr und mehr verengende Lichtung hindurch, dabei erstarren die Ketten in gestreckter Form. Dieses statistische Ungleichgewicht mit seinen erheblichen inneren Spannungen kann sich

unter dem Einfluß von mechanischer Belastung und Flüssigkeitsaufnahme abbauen und so zu Veränderungen der äußeren Form führen. Als Vertreter der Spritzgußtechnik wurde PVS-H der Firma Polyapress verwendet.

Das chemoplastische Verfahren unterteilt sich nochmals in drei Gruppen:

- 1) das Stopfpressen (Paladon-Verfahren)
- 2) das Spritzpressen
- 3) die Gießtechnik

Bei dem Stopfpressen wird ein Pulver-Flüssigkeitsgemisch in die geöffneten Kuvettenhälften gestopft und diese anschließend zusammengepreßt. Es ist dies wohl das meist angewendete Verfahren und eignet sich sowohl für die Heißpolymerisation als auch für Autopolymerisate. Durch Verwendung von nur $1/4$ reagierender monomerer Flüssigkeit und $3/4$ schon polymerisiertem Pulver, konnte ROTH (35) die Polymerisationsschrumpfung von 20 % auf 7 % reduzieren. Die verwendeten Vertreter dieser Gruppe sind Paladon 65 und Palapress.

Das Spritzpressen erfordert eine spezielle Apparatur, da hier das Gemisch durch einen Kanal in die geschlossene Kuvettenhohlform gepreßt wird. Die Polymerisationsschrumpfung soll durch Nachpressen ausgeglichen werden. Dies geschieht dadurch, daß der Eingußkanal durch einen unter Federdruck stehenden Stempel verschlossen wird. Luxene (ein Mischpolymerisat aus Vinylchlorid, Vinylazetat und Methacrylsäuremethylester) dürfte zu den bekanntesten Vertretern dieser Gruppe gehören.

Die Gießtechnik wird allgemein als zeitsparendes Verfahren angegeben und gewinnt, nachdem es teilweise schon wieder aufgegeben war, heute erneut an Bedeutung.

Die Gießkunststoffe müssen zwischen den Heiß-Polymerisaten und den Auto-Polymerisaten eingestuft werden, da sie einen Wärmestoß von etwa 45 Grad bedürfen (10).

Gold wird in der Zahnheilkunde nicht als chemisch reines Metall verwendet, seine mechanischen Eigenschaften wären ungenügend. Als Legierung mit Platin, Silber und Kupfer kann es aber die meisten Forderungen der Zahnmedizin erfüllen. Inzwischen sind eine ganze Anzahl von Legierungen entwickelt worden, so daß eine Auswahl nach den verlangten mechanischen Eigenschaften erfolgen kann. Ebenso wie Gold stehen die sogenannten Edeltähle dem Zahnarzt als Legierung zur Verfügung. Doch ist die Bezeichnung " Stahl " irreführend, da sie kein Eisen enthalten. Nichtedelmetall-Legierung wäre der bessere Ausdruck (7). Die Güsse wurden nach dem Modellguß-Verfahren angefertigt. Auf dem Originalmodell oder Meistermodell wurde die Metallkonstruktion eingezeichnet. Da keine unterschließenden Stellen vorhanden waren, konnte man auf das " Ausblocken " verzichten und das gewässerte Modell gleich doublieren.

4. Betrachtung einiger bisheriger Prüf- und Meßverfahren.

ILG (12) verwendete zur Messung des thermischen Ausdehnungskoeffizienten und der Längenänderung durch Wasseraufnahme bei Paladon-Kunststoff Stäbchen von 30,37 mm Länge und einem Durchmesser von 7,6 mm. Damit kann man zwar eine Aussage über evtl. Veränderungen von Kunststoffen machen, doch werden die Auswirkungen auf die Prothesenbasis nicht deutlich gemacht. Da das Ausmaß des dorsalen Randspaltes von ausschlaggebender Bedeutung für den Halt einer Oberkieferprothese ist, hat MARX (24) ihn als Maß für die Paßgenauigkeit verwendet und mit Hilfe des Meßmikroskopes gemessen. CAESAR (4) befestigte Modelle ähnlich dem "split cast"-System im Artikulator, verwendete aber an Stelle von Zahnreihen Kunststoffzahnkränze, die er im Eckzahnbereich trennte. Nach der Polymerisation wurde der Spalt zwischen Kunststoff und Modell mit heißem Wachs ausgegossen. Die Spaltbildung der Kunststoffblöcke im Artikulator diente als Maß für Veränderungen der Zahnreihen. Den Hohlraum zwischen Prothese und Modell versuchte auch SCHUSTER (39) zu bestimmen, indem er die zwischen Platte und Metallmodell eingeschlossene Luftmenge zur Beurteilung heranzog. JANKE (15) verwendete eine stilisierte Oberkieferprothese aus Metall und kann damit in der Küvette eine beliebig oft zu wiederholende Hohlform herstellen. Verglichen wurden Dimensionsveränderungen der polymerisierten Prothesen mit dem Original. Ein eigenes Meßverfahren hat SCHWICKERATH (40) entwickelt. Er geht davon aus, daß ein U-förmig gebogener Modellkörper am ehesten der Wölbung einer Prothesenbasis entspricht. Es werden als Grundmodell 5 mm breite Streifen eines halbierten Messingrohres verwendet. Der Außendurchmesser beträgt 40 mm, die Wandstärke 2 mm. Als genügend scharfkantig soll sich im Meßmikroskop die innere obere Linie darstellen.

TORNER (41) hat bei diesem Verfahren auf 2 Fehlerquellen aufmerksam gemacht:

- 1) die U-förmigen Körper müssen nivelliert werden
- 2) die Kanten der Kunststoff-Prüfkörper sind abgerundet und ergeben Meßfehler bis zu 0,06 mm.

Um diese Fehlerquellen zu beseitigen, arbeitet er mit einem Prüfkörper mit planer Auflage und parallel zueinander verlaufenden Außenflächen der Schenkel. Diese Versuchsanordnung erlaubte es, die abgerundeten Kanten abzutragen, ohne das Meßergebnis zu verändern.

JHRICHT (6) arbeitete ebenfalls mit parallelwandigen Probekörpern mit planer Auflagefläche. Gemessen wurde in beiden Fällen mit einem Werkzeug-Meßmikroskop.

BAWENDI (3) untersuchte die Lageänderung der Ersatzzähne. Gemessen wurde die Änderung der Distanz zwischen Wachsmo-
dell und polymerisierter Prothese. Die Meßstrecken waren zwischen den 1. und 2. Molaren, den ersten Prämolaren sowie zwischen dem 2. Molar und der mittleren Incisivi. Eine gleichzeitige Beurteilung der Prothesenbasis unterbleibt jedoch.

An Hand zweier Zeichnungen sollen die Zusammenhänge der Volumenänderungen auf die Formveränderungen von Werkstücken anschaulich gemacht werden (Abb. 1 u. 2).

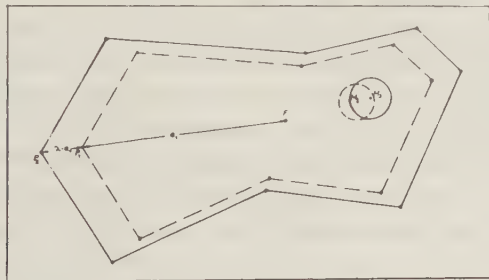


Abb. 1 Expansion bzw. Kontraktion eines beliebigen Querschnittes (n. Meiners, 28)

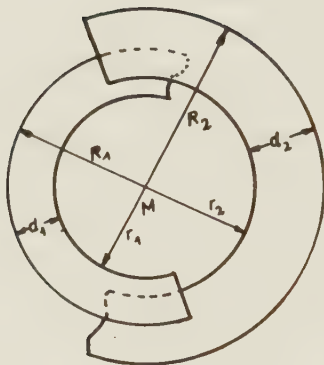


Abb. 2 Expansion bzw. Kontraktion eines Kreisringes
(n. Meiners, 28)

Alle Punkte eines Körpers verschieben sich proportional zum Abstand eines bestimmten Fixpunktes. Dabei ist es gleichgültig, ob es sich um eine Volumenzu- oder -abnahme handelt. Bei dem Hohlzylinder bedeutet dies, daß sowohl Außen- als auch Innendurchmesser größer werden. Da sich außerdem die Wandstärke vergrößert, muß der äußere Durchmesser eine stärkere Zunahme erfahren als der innere (Abb. 2). Für den unregelmäßigen Körper (Abb. 1) ergibt sich, da die absolute Ausdehnung des Querschnittes in Längsrichtung größer ist als in der Breite, eine größere Ausdehnung in die Längsrichtung als in der Breite. Die Unregelmäßigkeit bedingt, daß der maßstabgerechte Querschnitt nach der Volumenänderung

nicht überall den gleichen Abstand von dem ursprünglichen Umriß hat. Fügt man noch hinzu, daß sich die Volumenänderungen beim Polymerisieren durch die Gipsrückhaltekkräfte in der Küvette nicht frei auswirken können und Temperaturänderungen oder Diffusionsvorgänge (z.B. Quellen oder Trocknen einer Prothese) zuerst die Randzonen betreffen, wird deutlich, daß die Prothesenform einen wesentlichen Einfluß auf die volumen- und quellungsbedingten Maßänderungen ausübt. Diese Einflüsse können sich bei Versuchen mit Prüfkörpern wie sie von BAWENDI (3), EHRLICH (6), ILG (12), SCHWICKERATH (40) und TORNER (41) verwendet wurden nur teilweise auswirken, so daß die Ergebnisse ihrer Untersuchungen über die Paßgenauigkeit und Formkonstanz einer Prothese nur bedingt aussagekräftig sind.

5. VERSUCHSANORDNUNG UND DURCHFÜHRUNG.

Für die eigenen Versuche wurde ein leicht stilisiertes Unterkiefer-Metallmodell gegossen und wie folgt vorbereitet:

Die Auflagefläche wurde plan gefräßt, senkrecht dazu Vor- und Rückseite.

Im distalen Teil des Kieferkammes wurden rechtwinkelige, parallel zueinander verlaufende Kanten in

- 1) Höhe der angenommenen Schleimhautumschlagfalte und
- 2) auf der Kieferkammitte eingefräßt.

Die Genauigkeit der Fräßmaschine beträgt 0,01 mm. Die Meßstrecken AA', BB', CC', AC, AC' wurden für die Beurteilung der Veränderungen der Prothesenbasis herangezogen (Abb. 3).

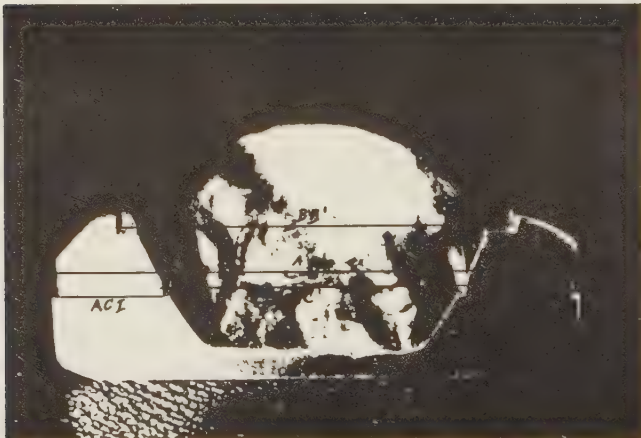


Abb. 3 Modellkörper mit Meßstrecken

Dieses Modell wurde vervielfältigt. Als Modellgips wurde rosa Velmix-Stone Gips verwendet. Um für alle Modelle möglichst gleiche Maße und Materialeigenschaften zu erhalten, wurde das Mischungsverhältnis von Gips und Wasser ebenso wie die Anrührzeit konstant gehalten. Die so gewonnenen Modelle wurden getrennt vermessen.

Lediglich für die Modelle, die für PVS-H, Luxene-Kunststoffe und den Goldguß verwendet wurden, waren andere Gipse nötig.

Dies war für PVS-H der von dem Hersteller empfohlene Wipo-Granit-Hartgips, für Luxene ein Spezialhartgips, der nicht mit Wasser sondern mit NFC-Lösung angerührt wurde. Die Kristalle der NFC-Lösung sollen den Dampfdruck des Wassers herabsetzen. Dies ist nötig, da Luxene besonders empfindlich auf Wasserdampfschädigungen reagiert. Die Modelle für den Goldguß wurden der Forderung von LAURITZEN entsprechend aus weißem Velmix-Stone-Gips hergestellt. Tab. 1 gibt die Mittelwerte der Meßstrecken mit ihrer Streubreite in mm an:

Tab. 1

	Wipo-Granit	spezial Gips mit NFC	Velmix-Stone weiß	Velmix-Stone rot
AA'	69,82 $\pm$ 0,03 $\pm$ 0,05	69,80 $\pm$ 0,03 $\pm$ 0,06	69,93 $\pm$ 0,02	69,93 $\pm$ 0,03 $\pm$ 0,02
BB'	52,42 $\pm$ 0,03 $\pm$ 0,03	52,41 $\pm$ 0,02 $\pm$ 0,04	52,53 $\pm$ 0,02	52,55 $\pm$ 0,02 $\pm$ 0,02
CC'	41,00 $\pm$ 0,03 $\pm$ 0,05	41,00 $\pm$ 0,03 $\pm$ 0,03	41,07 $\pm$ 0,01	41,06 $\pm$ 0,01
AC I	14,09 $\pm$ 0,01	14,09 $\pm$ 0	14,10 $\pm$ 0,01	14,10 $\pm$ 0,01
AC II	14,73 $\pm$ 0,01	14,71 $\pm$ 0,01	14,74 $\pm$ 0	14,75 $\pm$ 0,01

Es zeigte sich, daß die Modelle aus Wipo-Granit und spezial Gips mit NFC deutlich kleiner waren als die Modelle aus Velmix-Stone. Ebenso war die Streubreite der erstgenannten Gipse größer. Keine oder geringe Unterschiede waren zwischen Velmix-Stone rosa und weiß einerseits und den beiden anderen Hartgipsen andererseits festzustellen.

Tab. 2 gibt die Differenzen der Mittelwerte im Vergleich zu rosa Velmix-Stone in mm an:

Tab. 2

Meß- strecke	Velmix-Stone weiß	Wipo-Granit	spezial Gips mit NFC
AA'	0,0	- 0,11	- 0,13
BB'	- 0,02	- 0,13	- 0,14
CC'	+ 0,01	- 0,06	- 0,06
ACI	- 0,01	- 0,02	- 0,02
ACII	- 0,01	- 0,02	- 0,04

Auf den vermessenen Modellen wurden die Unterkieferprothesen mit Porzellanzähnen in rosa Modellierwachs aufgestellt. Gemessen wurde in horizontaler Richtung distal der 2. Molaren und im Bereich des 1. Praemolaren in vertikaler Richtung von der gefrästen Stufe der Kieferkammitte zum distalen Molaren. Als Meßpunkte wurden einzementierte Silberstifte verwendet (Abb. 4).

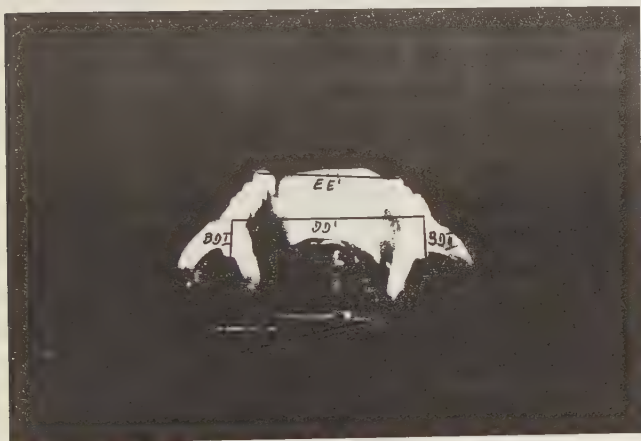


Abb. 4 Modellkörper mit aufgestellten Zahnreihen

Bei einigen Vorversuchen zeigte sich, daß sich die Meßstrecken DD', EE', BD und BD' der Wachsprothese innerhalb 1 Stunde nach Aufstellung teilweise bis zu 0,10 mm veränderten. Danach traten keine Verschiebungen mehr auf.

Tab. 3

	Modell I	II	III
DD'	- 0,04	- 0,03	- 0,04
EE'	- 0,10	- 0,04	- 0,05
BD I	- 0,06	- 0,10	- 0,08
BD II	- 0,10	- 0,05	- 0,06

Um diese Fehlerquelle, deren Ursache wohl in inneren Spannungen der Wachsprothese zu sehen ist, möglichst klein zu halten, wurden die Wachsprothesen erst 2 Stunden nach Aufstellung vermessen. Bei der Polymerisation wurden die Angaben der Herstellerfirmen genau beachtet.

Diese Versuchsanordnung erlaubt eine vergleichende Beurteilung verschiedener Materialien bezüglich ihrer Paßgenauigkeit und Formbeständigkeit unter Berücksichtigung der speziellen Formeigenschaften der Unterkieferprothesenkörper. Es kann davon ausgegangen werden, daß die Ausgangsbedingungen für alle Prüfkörper gleich sind.

Die ersten Messungen der polymerisierten Prothesen wurden 24 Stunden nach dem Ausbetten vorgenommen. Eine Politur erfolgte nicht.

Dieser Zeitraum wurde gewählt, da zwischen Fertigstellung einer Prothese im Labor und ihrer Eingliederung in der Praxis durch den Zahnarzt ebenfalls eine Zeitspanne von meist 24 Stunden vergeht. Die Prothesen wurden in dieser Zeit, wie in der Praxis üblich, trocken aufbewahrt. Weitere Messungen erfolgten nach 29 und 58 Tagen Wässerung.

6. MESSVERFAHREN

Die Meßstrecken wurden mit einem Meßmikroskop vermessen. Voraussetzung für eine exakte Messung ist:

- 1) die Meßstrecken müssen sich sowohl bei der Wachs- als auch bei der polymerisierten Prothese in ein und derselben optischen Ebene befinden.
- 2) die Tubusverschiebung des Mikroskopes muß senkrecht über der Meßstrecke verlaufen. Die erste Forderung konnte durch die parallel zueinander verlaufenden Vor- und Rückseiten der Gipsmodelle für die Meßstrecken AA' BB' CC' ACII BDI BDII der Wachsprothesen erfüllt werden, wenn darauf geachtet wurde, daß der anteriore Prothesenteil nicht über das Modell hinausragte (Abb. 5)

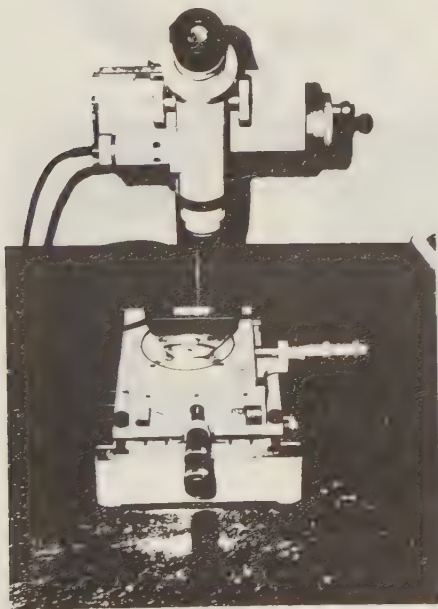


Abb. 5 Modellkörper mit in rosa Modellierwachs aufgestellten Prothesen unter dem Meßmikroskop.

Da die fertiggestellten Prothesen nicht mehr spannungslos auf die Kiefermodelle paßten, wurde ein Gipsmodell als Trägermodell für die Vermessung im posterioren Bereich um etwa die Hälfte gekürzt und die Wölbung der anterioren Kieferkämme etwas abgetragen. Es wurde dabei darauf geachtet, daß die Höhe der Kieferkämme erhalten blieb. Dieses Modell diente als Träger für die Prothesen bei den folgenden Messungen. Die horizontale Ausrichtung wurde mit einer kleinen Wasserwaage kontrolliert (Abb. 6)

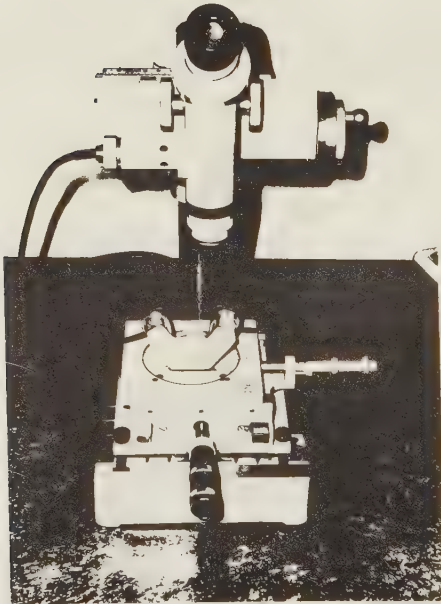


Abb. 6 Trägermodell mit einer fertiggestellten Prothese unter dem Meßmikroskop

Die parallel zueinander verlaufenden rechtwinkligen Einkerbungen ermöglichten ein Abtragen der abgerundeten Kunststoffkanten um etwa 0,5 mm. Dadurch wurde eine scharfe Kante erhalten, an die das Fadenkreuz des Meßmikroskopes angelegt werden konnte. Gleichzeitig war damit der zu messende Prothesenkörper ausgerichtet. Die Ausrichtung für die Meßstrecke EE' erfolgte durch die vordere Modellfläche, die an zwei Markierungen auf dem Meßtisch des Mikroskopes angelegt wurde. Jede Meßstrecke wurde durch sechsmaliges Abfahren der Meßstrecke ermittelt. Die maximale Schwankung der einzelnen Meßwerte betrug maximal 0,04 mm.

7. MATERIALIEN ZUR HERSTELLUNG DER ZU PRÜFENDEN UNTERKIEFER - PROTHESEN.

Analog der verschiedenen chemischen Verfahren, die bei der Prothesenherstellung Verwendung finden, wurden vergleichsweise Dentalkunststoffe unterschiedlicher Strukturen und Herstellungsverfahren verwendet. Es sind dies:

Kunststoff:	V e r f a h r e n		Firma
	a)chemoplastisch	b)thermoplastisch	
1. Paladon 65	Stopfpressen heiß		Kulzer
2. Palapress	Stopfpressen kalt		Kulzer
3. Palacast	Gießtechnik		Kulzer
4. Luxene	Spritzpressen		Luxene Inc (USA)
5. PVS-H		Spritzguß	Polyapress

Diesen reinen Kunststoffprothesen wurden Prothesen mit einer Metallbasis gegenübergestellt. Es wurde verwendet:

1. Goldlegierung (Degulor M)
2. Kobalt-Crom-Legierung (Wironit)

Die Güsse wurden im Modellgußverfahren hergestellt, anschließend wurde Paladon 65 (Methode nach Lauritzen) aufgepreßt.

8. AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE.

a) Allgemeiner Teil

Es sollten in dieser Arbeit Dimensionsänderungen an Unterkieferprothesen untersucht werden. Ausgegangen wird von der Annahme, daß sich Ergebnisse von Materialuntersuchungen an stilisierten Prüfkörpern nicht auf unter praxisbezogenen Bedingungen hergestellte Prothesen übertragen lassen. Gleichzeitig sollte untersucht werden, ob und wie sich Quellungerscheinungen auswirken.

Zu diesem Zweck wurden für jeden Meßzeitpunkt, die aus drei Prüfkörpern gewonnenen Meßwerte der einzelnen Meßstrecken verglichen.

Die Meßstrecken selbst lassen sich in zwei Gruppen einteilen. Die erste Gruppe zeigt die Veränderungen an der Prothesenbasis auf. Die zweite Gruppe gibt die Veränderungen innerhalb der Zahnreihen der Prothesen wieder.

Die Ergebnisse der Längenänderung sind in den Tabellen 5 - 20 angegeben. Um die Meßergebnisse beurteilen zu können, wurden die Mittelwerte und die Standardabweichung ausgerechnet. Eine statistische Beurteilung wurde nicht vorgenommen, da der Unsicherheitsfaktor relativ groß erscheint. Dies ist zum einen auf die geringe Anzahl von geprüften Prothesen einer Materialgruppe zurückzuführen, zum anderen können die Einflüsse unterschiedlicher Technischer Bedingungen bei der Herstellung in verschiedenen Laboratorien nicht berücksichtigt werden. Trotzdem können aus den Ergebnissen deutliche Rückschlüsse über das Verhalten der einzelnen Materialien gezogen werden.

Tab. 5

L U X E N E

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,42	- 0,44	- 0,45	Prothese I
AA'	- 0,34	- 0,35	- 0,36	" II
AA'	- 0,38	- 0,41	- 0,40	" III
AA'	- 0,38	- 0,40	- 0,40	Mittelwert
AA'	0,04	0,05	0,05	Standardabweichung
BB'	- 0,39	- 0,42	- 0,42	Prothese I
BB'	- 0,32	- 0,34	- 0,34	" II
BB'	- 0,31	- 0,36	- 0,35	" III
BB'	- 0,34	- 0,37	- 0,37	Mittelwert
BB'	0,04	0,04	0,04	Standardabweichung
CC'	- 0,30	- 0,33	- 0,34	Prothese I
CC'	- 0,26	- 0,28	- 0,27	" II
CC'	- 0,26	- 0,29	- 0,29	" III
CC'	- 0,27	- 0,30	- 0,30	Mittelwert
CC'	0,02	0,03	0,04	Standardabweichung
ACI	- 0,03	- 0,01	- 0,01	Prothese I
ACI	- 0,01	- 0,01	- 0,02	" II
ACI	- 0,04	- 0,03	- 0,04	" III
ACI	- 0,03	- 0,02	- 0,02	Mittelwert
ACI	0,01	0,01	0,01	Standardabweichung
ACII	- 0,09	- 0,09	- 0,10	Prothese I
ACII	- 0,07	- 0,06	- 0,05	" II
ACII	- 0,09	- 0,09	- 0,09	" III
ACII	- 0,08	- 0,08	- 0,08	Mittelwert
ACII	0,01	0,02	0,03	Standardabweichung

Tab. 6

L U X E N E

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,26	- 0,28	- 0,28	Prothese I
DD'	- 0,10	- 0,12	- 0,13	" II
DD'	- 0,22	- 0,24	- 0,24	" III
DD'	- 0,19	- 0,21	- 0,21	Mittelwert
DD'	0,08	0,08	0,08	Standardabweichung
EE'	- 0,21	- 0,20	- 0,20	Prothese I
EE'	- 0,16	- 0,17	- 0,18	" II
EE'	- 0,13	- 0,15	- 0,17	" III
EE'	- 0,17	- 0,17	- 0,18	Mittelwert
EE'	0,04	0,02	0,01	Standardabweichung
B DI	- 0,13	- 0,11	- 0,11	Prothese I
B DI	- 0,13	- 0,12	- 0,11	" II
B DI	- 0,22	- 0,22	- 0,22	" III
B DI	- 0,16	- 0,15	- 0,15	Mittelwert
B DI	0,05	0,06	0,06	Standardabweichung
B D II	- 0,20	- 0,19	- 0,18	Prothese I
B D II	- 0,10	- 0,09	- 0,10	" II
B D II	- 0,14	- 0,14	- 0,15	" III
B D II	- 0,15	- 0,14	- 0,14	Mittelwert
B D II	0,05	0,05	0,04	Standardabweichung

Tab. 7

P A L A C A S T

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,17	- 0,15	- 0,13	Prothese I
AA'	- 0,17	- 0,15	- 0,15	" II
AA'	- 0,22	- 0,21	- 0,20	" III
AA'	- 0,19	- 0,17	- 0,16	Mittelwert
AA'	0,03	0,03	0,04	Standardabweichung
BB'	- 0,20	- 0,23	- 0,24	Prothese I
BB'	- 0,18	- 0,25	- 0,25	" II
BB'	- 0,25	- 0,27	- 0,31	" III
BB'	- 0,21	- 0,25	- 0,27	Mittelwert
BB'	0,04	0,02	0,04	Standardabweichung
CC'	- 0,13	- 0,15	- 0,16	Prothese I
CC'	- 0,16	- 0,18	- 0,19	" II
CC'	- 0,20	- 0,26	- 0,27	" III
CC'	- 0,16	- 0,20	- 0,21	Mittelwert
CC'	0,03	0,06	0,06	Standardabweichung
ACI	- 0,02	- 0,00	+ 0,01	Prothese I
ACI	- 0,01	+ 0,04	+ 0,05	" II
ACI	- 0,02	+ 0,01	+ 0,03	" III
ACI	- 0,02	+ 0,01	+ 0,03	Mittelwert
ACI	0,00	0,02	0,02	Standardabweichung
ACII	- 0,03	- 0,01	+ 0,01	Prothese I
ACII	- 0,01	0,00	+ 0,01	" II
ACII	- 0,03	0,00	- 0,01	" III
ACII	- 0,02	- 0,00	+ 0,00	Mittelwert
ACII	0,01	0,00	0,01	Standardabweichung

Tab. 8

P A L A C A S T

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,23	- 0,31	- 0,32	Prothese I
DD'	- 0,11	- 0,22	- 0,23	" II
DD'	- 0,20	- 0,36	- 0,34	" III
DD'	- 0,18	- 0,30	- 0,30	Mittelwert
DD'	0,06	0,07	0,06	Standardabweichung
EE'	- 0,33	- 0,24	- 0,22	Prothese I
EE'	- 0,35	- 0,28	- 0,27	" II
EE'	- 0,29	- 0,19	- 0,17	" III
EE'	- 0,32	- 0,24	- 0,22	Mittelwert
EE'	0,03	0,05	0,05	Standardabweichung
BDI	- 0,22	- 0,23	- 0,23	Prothese I
BDI	- 0,22	- 0,22	- 0,23	" II
BDI	- 0,16	- 0,19	- 0,19	" III
BDI	- 0,20	- 0,21	- 0,22	Mittelwert
BDI	0,03	0,02	0,02	Standardabweichung
BDII	- 0,15	- 0,16	- 0,16	Prothese I
BDII	- 0,32	- 0,32	- 0,33	" II
BDII	- 0,14	- 0,15	- 0,22	" III
BDII	- 0,20	- 0,21	- 0,24	Mittelwert
BDII	0,10	0,10	0,09	Standardabweichung

P A L A D O N

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,08	- 0,14	- 0,13	Prothese I
AA'	- 0,05	- 0,12	- 0,12	" II
AA'	- 0,14	- 0,18	- 0,19	" III
AA'	- 0,09	- 0,15	- 0,15	Mittelwert
AA'	0,05	0,03	0,04	Standardabweichung
BB'	- 0,20	- 0,25	- 0,25	Prothese I
BB'	- 0,05	- 0,07	- 0,04	" II
BB'	- 0,23	- 0,25	- 0,25	" III
BB'	- 0,16	- 0,19	- 0,18	Mittelwert
BB'	0,10	0,10	0,12	Standardabweichung
CC'	- 0,20	- 0,23	- 0,24	Prothese I
CC'	- 0,20	- 0,20	- 0,21	" II
CC'	- 0,20	- 0,24	- 0,24	" III
CC'	- 0,20	- 0,22	- 0,23	Mittelwert
CC'	0,00	0,02	0,02	Standardabweichung
ACI	+ 0,06	+ 0,04	+ 0,04	Prothese I
ACI	+ 0,03	0,00	0,00	" II
ACI	+ 0,05	+ 0,04	+ 0,04	" III
ACI	+ 0,05	+ 0,03	+ 0,03	Mittelwert
ACI	0,01	0,02	0,02	Standardabweichung
ACII	+ 0,05	+ 0,04	+ 0,07	Prothese I
ACII	+ 0,11	+ 0,07	+ 0,08	" II
ACII	+ 0,02	- 0,01	0,00	" III
ACII	+ 0,06	+ 0,03	+ 0,05	Mittelwert
ACII	0,05	0,04	0,04	Standardabweichung

Tab. 10

P A L A D O N

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,02	- 0,04	- 0,04	Prothese I
DD'	- 0,02	- 0,03	- 0,03	" II
DD'	- 0,03	- 0,07	- 0,07	" III
DD'	- 0,02	- 0,05	- 0,05	Mittelwert
DD'	0,00	0,02	0,02	Standardabweichung
EE'	- 0,10	- 0,05	- 0,05	Prothese I
EE'	- 0,15	- 0,12	- 0,12	" II
EE'	- 0,13	- 0,08	- 0,06	" III
EE'	- 0,13	- 0,08	- 0,08	Mittelwert
EE'	0,02	0,03	0,04	Standardabweichung
BDI	+ 0,16	+ 0,15	+ 0,15	Prothese I
BDI	+ 0,15	+ 0,14	+ 0,13	" II
BDI	+ 0,24	+ 0,22	+ 0,21	" III
BDI	+ 0,18	+ 0,07	+ 0,16	Mittelwert
BDI	0,05	0,04	0,04	Standardabweichung
BDII	+ 0,21	+ 0,19	+ 0,20	Prothese I
BDII	+ 0,19	+ 0,19	+ 0,20	" II
BDII	+ 0,33	+ 0,31	+ 0,29	" III
BDII	+ 0,24	+ 0,23	+ 0,23	Mittelwert
BDII	0,08	0,07	0,05	Standardabweichung

Tab. 11

P A L A P R E S S

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,05	+ 0,01	+ 0,04	Prothese I
AA'	- 0,06	- 0,03	+ 0,01	" II
AA'	- 0,02	+ 0,01	+ 0,04	" III
AA'	- 0,04	0,00	+ 0,03	Mittelwert
AA'	0,02	0,02	0,02	Standardabweichung
BB'	- 0,15	- 0,17	- 0,17	Prothese I
BB'	- 0,23	- 0,25	- 0,26	" II
BB'	- 0,08	- 0,13	- 0,12	" III
BB'	- 0,15	- 0,18	- 0,18	Mittelwert
BB'	0,07	0,06	0,07	Standardabweichung
CC'	- 0,06	- 0,04	- 0,01	Prothese I
CC'	- 0,10	- 0,10	- 0,09	" II
CC'	- 0,03	- 0,04	- 0,04	" III
CC'	- 0,06	- 0,06	- 0,05	Mittelwert
CC'	0,03	0,03	0,04	Standardabweichung
ACI	0,00	+ 0,02	+ 0,03	Prothese I
ACI	0,00	+ 0,01	+ 0,03	" II
ACI	0,00	+ 0,01	+ 0,01	" III
ACI	0,00	+ 0,01	+ 0,03	Mittelwert
ACI	0,00	0,00	0,00	Standardabweichung
ACII	0,00	+ 0,01	+ 0,03	Prothese I
ACII	+ 0,02	+ 0,04	+ 0,07	" II
ACII	- 0,01	+ 0,01	+ 0,04	" III
ACII	0,00	+ 0,02	+ 0,05	Mittelwert
ACII	0,01	0,02	0,02	Standardabweichung

Tab. 12

P A L A P R E S S

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,12	- 0,16	- 0,16	Prothese I
DD'	- 0,10	- 0,11	- 0,11	" II
DD'	- 0,12	- 0,16	- 0,14	" III
DD'	- 0,11	- 0,14	- 0,14	Mittelwert
DD'	0,01	0,03	0,02	Standardabweichung
EE'	- 0,02	0,00	0,00	Prothese I
EE'	- 0,01	- 0,05	- 0,06	" II
EE'	- 0,03	- 0,03	- 0,03	" III
EE'	- 0,02	- 0,03	- 0,03	Mittelwert
EE'	0,01	0,02	0,03	Standardabweichung
BDI	+ 0,26	+ 0,25	+ 0,24	Prothese I
BDI	+ 0,25	+ 0,24	+ 0,25	" II
BDI	+ 0,09	+ 0,07	+ 0,07	" III
BDI	+ 0,20	+ 0,19	+ 0,19	Mittelwert
BDI	0,10	0,10	0,10	Standardabweichung
BDII	+ 0,17	+ 0,15	+ 0,14	Prothese I
BDII	+ 0,21	+ 0,14	+ 0,13	" II
BDII	+ 0,18	+ 0,13	+ 0,13	" III
BDII	+ 0,19	+ 0,14	+ 0,13	Mittelwert
BDII	0,02	0,01	0,00	Standardabweichung

Tab. 13

POLYAPRESS PVS - H

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,86	- 0,86	- 0,84	Prothese I
AA'	- 0,91	- 0,89	- 0,87	" II
AA'	- 0,97	- 0,96	- 0,94	" III
AA'	- 0,91	- 0,90	- 0,88	Mittelwert
AA'	0,06	0,05	0,05	Standardabweichung
BB'	- 0,69	- 0,69	- 0,68	Prothese I
BB'	- 0,68	- 0,67	- 0,67	" II
BB'	- 0,71	- 0,70	- 0,70	" III
BB'	- 0,69	- 0,69	- 0,68	Mittelwert
BB'	0,02	0,02	0,02	Standardabweichung
CC'	- 0,40	- 0,39	- 0,39	Prothese I
CC'	- 0,45	- 0,43	- 0,44	" II
CC'	- 0,40	- 0,40	- 0,40	" III
CC'	- 0,42	- 0,41	- 0,41	Mittelwert
CC'	0,03	0,02	0,03	Standardabweichung
ACI	- 0,28	- 0,28	- 0,28	Prothese I
ACI	- 0,30	- 0,30	- 0,30	" II
ACI	- 0,30	- 0,31	- 0,30	" III
ACI	- 0,29	- 0,30	- 0,29	Mittelwert
ACI	0,01	0,02	0,01	Standardabweichung
ACII	- 0,22	- 0,21	- 0,21	Prothese I
ACII	- 0,23	- 0,20	- 0,20	" II
ACII	- 0,21	- 0,19	- 0,17	" III
ACII	- 0,22	- 0,20	- 0,19	Mittelwert
ACII	0,01	0,01	0,02	Standardabweichung

Tab. 14

P O L Y A P R E S S

P V S - H

Meß- strecke	Änderung in mm nach Fertig- stellung	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,80	- 0,79	- 0,79	Prothese I
DD'	- 0,76	- 0,76	- 0,77	" II
DD'	- 0,79	- 0,80	- 0,80	" III
DD'	- 0,78	- 0,78	- 0,79	Mittelwert
DD'	0,02	0,02	0,02	Standardabweichung
EE'	- 0,21	- 0,20	- 0,19	Prothese I
EE'	- 0,15	- 0,15	- 0,14	" II
EE'	- 0,24	- 0,23	- 0,21	" III
EE'	- 0,20	- 0,19	- 0,18	Mittelwert
EE'	0,05	0,04	0,04	Standardabweichung
BDI	+ 0,07	+ 0,07	+ 0,07	Prothese I
BDI	+ 0,10	+ 0,11	+ 0,11	" II
BDI	+ 0,15	+ 0,16	+ 0,17	" III
BDI	+ 0,11	+ 0,11	+ 0,12	Mittelwert
BDI	0,04	0,04	0,05	Standardabweichung
BDII	+ 0,10	+ 0,11	+ 0,11	Prothese I
BDII	+ 0,15	+ 0,16	+ 0,16	" II
BDII	+ 0,16	+ 0,17	+ 0,17	" III
BDII	+ 0,14	+ 0,15	+ 0,15	Mittelwert
BDII	0,03	0,03	0,03	Standardabweichung

Tab. 15

D E C U L O R M

Meß- strecke	Änderung nach Guß	Änderung nach Auf- pressen	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	+ 0,35	+ 0,20	+ 0,20	+ 0,20	Prothese I
AA'	+ 0,15	+ 0,30	+ 0,30	+ 0,30	" II
AA'	+ 0,58	+ 0,56	+ 0,56	+ 0,56	" III
AA'	+ 0,36	+ 0,35	+ 0,35	+ 0,35	Mittelwert
AA'	0,22	0,19	0,19	0,19	Standardabweichung
BB'	+ 0,02	- 0,20	- 0,20	- 0,20	Prothese I
BB'	+ 0,02	- 0,38	- 0,38	- 0,38	" II
BB'	+ 0,32	- 0,12	- 0,12	- 0,12	" III
BB'	+ 0,12	- 0,23	- 0,23	- 0,23	Mittelwert
BB'	0,17	0,13	0,13	0,13	Standardabweichung
CC'	- 0,10	- 0,38	- 0,38	- 0,38	Prothese I
CC'	- 0,09	- 0,43	- 0,43	- 0,43	" II
CC'	+ 0,21	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,03	" III
CC'	+ 0,01	- 0,26	- 0,26	- 0,26	Mittelwert
CC'	0,18	0,25	0,25	0,25	Standardabweichung
ACI	+ 0,30	+ 0,31	+ 0,31	+ 0,31	Prothese I
ACI	+ 0,11	+ 0,31	+ 0,31	+ 0,31	" II
ACI	+ 0,31	+ 0,42	+ 0,42	+ 0,42	" III
ACI	+ 0,24	+ 0,35	+ 0,35	+ 0,35	Mittelwert
ACI	0,11	0,06	0,06	0,06	Standardabweichung
ACII	+ 0,15	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	Prothese I
ACII	+ 0,24	+ 0,42	+ 0,42	+ 0,42	" II
ACII	+ 0,10	+ 0,11	+ 0,11	+ 0,11	" III
ACII	+ 0,16	+ 0,27	+ 0,27	+ 0,27	Mittelwert
ACII	0,07	0,16	0,16	0,16	Standardabweichung

Tab. 16

D E G U L O R M

Meß- strecke	Änderung nach Polyme- risation	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,52	- 0,47	- 0,46	Prothese I
DD'	- 0,67	- 0,63	- 0,62	" II
DD'	- 0,43	- 0,39	- 0,38	" III
DD'	- 0,54	- 0,50	- 0,49	Mittelwert
DD'	0,12	0,12	0,12	Standardabweichung
EE'	- 0,35	- 0,32	- 0,31	Prothese I
EE'	- 0,40	- 0,36	- 0,34	" II
EE'	- 0,36	- 0,33	- 0,32	" III
EE'	- 0,37	- 0,34	- 0,32	Mittelwert
EE'	0,03	0,02	0,01	Standardabweichung
BDI	+ 0,31	+ 0,32	+ 0,33	Prothese I
BDI	+ 0,24	+ 0,25	+ 0,27	" II
BDI	+ 0,21	+ 0,24	+ 0,24	" III
BDI	+ 0,25	+ 0,27	+ 0,28	Mittelwert
BDI	0,05	0,04	0,05	Standardabweichung
BDII	+ 0,18	+ 0,20	+ 0,20	Prothese I
BDII	+ 0,26	+ 0,29	+ 0,30	" II
BDII	+ 0,22	+ 0,24	+ 0,24	" III
BDII	+ 0,22	+ 0,24	+ 0,25	Mittelwert
BDII	0,04	0,04	0,05	Standardabweichung

Tab. 17

W I R O N I T (I)

Meß- strecke	Änderung nach Guß	Änderung nach Auf- pressen	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,29	0,0	0,0	0,0	Prothese I
AA'	- 0,30	+ 0,07	+ 0,07	+ 0,07	" II
AA'	0,00	+ 0,06	+ 0,06	+ 0,06	" III
AA'	- 0,20	+ 0,04	+ 0,04	+ 0,04	Mittelwert
AA'	0,17	0,04	0,04	0,04	Standardabweichung
BB'	- 0,16	- 0,61	- 0,61	- 0,61	Prothese I
BB'	0,0	- 0,49	- 0,49	- 0,49	" II
BB'	- 0,03	- 0,52	- 0,52	- 0,52	" III
BB'	- 0,06	- 0,54	- 0,54	- 0,54	Mittelwert
BB'	0,08	0,06	0,06	0,06	Standardabweichung
CC'	- 0,14	- 0,21	- 0,21	- 0,21	Prothese I
CC'	- 0,02	- 0,14	- 0,14	- 0,14	" II
CC'	- 0,09	- 0,65	- 0,65	- 0,65	" III
CC'	- 0,08	- 0,33	- 0,33	- 0,33	Mittelwert
CC'	0,06	0,28	0,28	0,28	Standardabweichung
ACI	- 0,18	+ 0,20	+ 0,20	+ 0,20	Prothese I
ACI	- 0,15	+ 0,22	+ 0,22	+ 0,22	" II
ACI	- 0,01	+ 0,32	+ 0,32	+ 0,32	" III
ACI	- 0,11	+ 0,25	+ 0,25	+ 0,25	Mittelwert
ACI	0,09	0,06	0,06	0,06	Standardabweichung
ACII	+ 0,07	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,03	Prothese I
ACII	- 0,10	+ 0,04	+ 0,04	+ 0,04	" II
ACII	+ 0,08	+ 0,29	+ 0,29	+ 0,29	" III
ACII	+ 0,02	+ 0,12	+ 0,12	+ 0,12	Mittelwert
ACII	0,10	0,15	0,15	0,15	Standardabweichung

Tab. 18

W I R O N I T (I)

Meß- strecke	Änderung nach Polyme- risation	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,72	- 0,67	- 0,64	Prothese I
DD'	- 0,56	- 0,52	- 0,49	" II
DD'	- 0,69	- 0,64	- 0,61	" III
DD'	- 0,66	- 0,61	- 0,58	Mittelwert
DD'	0,09	0,08	0,08	Standardabweichung
EE'	- 0,51	- 0,48	- 0,46	Prothese I
EE'	- 0,49	- 0,45	- 0,44	" II
EE'	- 0,30	- 0,28	- 0,28	" III
EE'	- 0,43	- 0,40	- 0,39	Mittelwert
EE'	0,12	0,11	0,10	Standardabweichung
BDI	+ 0,27	+ 0,28	+ 0,28	Prothese I
BDI	+ 0,16	+ 0,19	+ 0,21	" II
BDI	+ 0,24	+ 0,26	+ 0,27	" III
BDI	+ 0,23	+ 0,24	+ 0,25	Mittelwert
BDI	0,06	0,05	0,04	Standardabweichung
BDII	+ 0,30	+ 0,31	+ 0,32	Prothese I
BDII	+ 0,24	+ 0,26	+ 0,27	" II
BDII	+ 0,28	+ 0,29	+ 0,30	" III
BDII	+ 0,27	+ 0,29	+ 0,29	Mittelwert
BDII	0,03	0,03	0,26	Standardabweichung

Tab. 19

W I R O N I T (II)

Meß- strecke	Änderung nach Guß	Änderung nach Auf- pressen	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
AA'	- 0,61	- 0,95	- 0,95	- 0,95	Prothese I
AA'	- 0,37	- 0,64	- 0,64	- 0,64	" II
AA'	- 0,82	- 0,93	- 0,93	- 0,93	" III
AA'	- 0,60	- 0,84	- 0,84	- 0,84	Mittelwert
AA'	0,23	0,17	0,17	0,17	Standardabweichung
BB'	- 0,48	- 0,98	- 0,98	- 0,98	Prothese I
BB'	- 0,40	- 0,86	- 0,86	- 0,86	" II
BB'	- 0,39	- 0,78	- 0,78	- 0,78	" III
BB'	- 0,42	- 0,87	- 0,87	- 0,87	Mittelwert
BB'	0,05	0,10	0,10	0,10	Standardabweichung
CC'	- 0,31	- 0,60	- 0,60	- 0,60	Prothese I
CC'	- 0,16	- 0,55	- 0,55	- 0,55	" II
CC'	- 0,09	- 0,41	- 0,41	- 0,41	" III
CC'	- 0,19	- 0,52	- 0,52	- 0,52	Mittelwert
CC'	0,11	0,10	0,10	0,10	Standardabweichung
ACI	- 0,14	- 0,18	- 0,18	- 0,18	Prothese I
ACI	- 0,10	0,0	0,0	0,0	" II
ACI	- 0,39	- 0,29	- 0,29	- 0,29	" III
ACI	- 0,21	- 0,16	- 0,16	- 0,16	Mittelwert
ACI	0,16	0,15	0,15	0,15	Standardabweichung
ACII	- 0,16	- 0,17	- 0,17	- 0,17	Prothese I
ACII	- 0,08	- 0,07	- 0,07	- 0,07	" II
ACII	- 0,45	- 0,21	- 0,21	- 0,21	" III
ACII	- 0,23	- 0,15	- 0,15	- 0,15	Mittelwert
ACII	0,20	0,07	0,07	0,07	Standardabweichung

Tab. 20

W I R O N I T (II)

Meß- strecke	Änderung nach Polyme- risation	Änderung nach 1. Wässerung	Änderung nach 2. Wässerung	
DD'	- 0,55	- 0,51	- 0,49	Prothese I
DD'	- 0,46	- 0,43	- 0,41	" II
DD'	- 0,51	- 0,48	- 0,47	" III
DD'	- 0,51	- 0,47	- 0,46	Mittelwert
DD'	0,05	0,04	0,04	Standardabweichung
EE'	- 0,33	- 0,31	- 0,30	Prothese I
EE'	- 0,25	- 0,22	- 0,23	" II
EE'	- 0,30	- 0,27	- 0,24	" III
EE'	- 0,29	- 0,27	- 0,26	Mittelwert
EE'	0,04	0,05	0,04	Standardabweichung
BDI	+ 0,18	+ 0,21	+ 0,23	Prothese I
BDI	+ 0,26	+ 0,27	+ 0,28	" II
BDI	+ 0,17	+ 0,19	+ 0,19	" III
BDI	+ 0,20	+ 0,22	+ 0,23	Mittelwert
BDI	0,05	0,04	0,04	Standardabweichung
BDII	+ 0,17	+ 0,19	+ 0,21	Prothese I
BDII	+ 0,12	+ 0,14	+ 0,15	" II
BDII	+ 0,27	+ 0,29	+ 0,30	" III
BDII	+ 0,19	+ 0,21	+ 0,22	Mittelwert
BDII	0,08	0,08	0,08	Standardabweichung

b) Spezieller Teil

1) Das Verhalten der Materialien in bezug auf Paßgenauigkeit und Formkonstanz.

a) Palapress

Auffällig sind die geringen Änderungen der Meßstrecken AA' ACI und ACII gegenüber der Änderung der Basis BB' (Tab. 21).

AA'	ACI	ACII	BB'	
- 0,0433	0,000	- 0,0033	- 0,1533	Mittelwert
0,0200	0,000	0,0141	0,0748	Standardabweichung

Tab. 21 Änderung der Meßstrecken AA', ACI , ACII und BB' zwischen den Prothesen in Wachs nach Fertigstellung.

Ebenso ist die relativ große Standardabweichung von BB' im Vergleich mit den übrigen Meßwerten zu beachten. Die Änderung im distalen Bereich scheint größer als im mesialen Prothesenteil. Eine Bißerhöhung konnte nicht vermieden werden. Wird die Prothese gewässert, werden die Werte AA' ACI ACII größer als der Ausgangswert. Da BB' eher kleiner wird, kann man als Ursache für diesen Effekt ein Aufbiegen der Prothesenschenkel annehmen (Tab. 22).

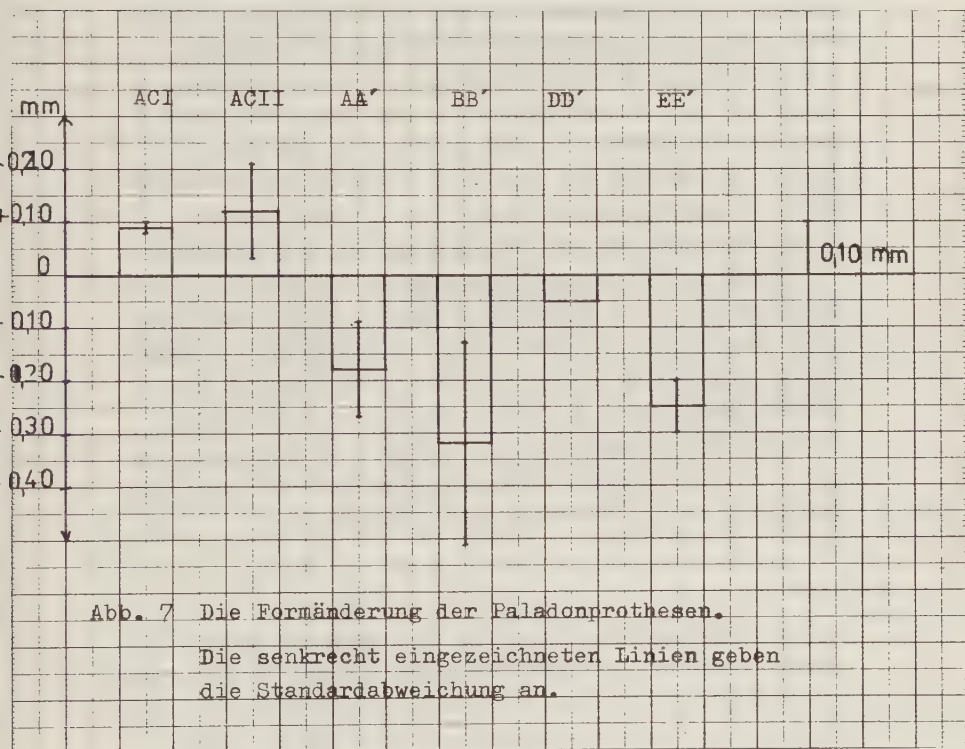
AA'	ACI	ACII	BB'	
+ 0,03	+ 0,0266	+ 0,0466	- 0,1833	Endwässerung
0,0173	0,000	0,0200	0,0707	Standardabweichung

Tab. 22 Änderung der Meßstrecken AA', ACI , ACII und BB' zwischen Fertigstellung und Endwässerung.

b) Paladon

Bei dem Kunststoff Paladon werden die Meßstrecken ACI und ACII größer als ihre Ausgangswerte. Die gleichzeitige Verkleinerung von AA' läßt sich durch die Verkleinerung der Meßstrecke BB' erklären.

Auch hier besteht eine große Standardabweichung von BB'. Auffällig ist die geringe Änderung der distalen Zahnreihe DD' im Vergleich zu der Änderung der Basis BB'. Die Änderung im distalen Bereich der Zahnreihe ist geringer als die Änderung im prämolaren Bereich (Abb. 7). Auch bei Paladon kam es zu einer Bißerhöhung. Bei der Wässerung der Prothese näherten sich die Werte von ACI und ACII wieder ihrem Ausgangswert an.



BB' verhält sich bei einer Wässerung ähnlich wie DD'. Bei beiden Werten führte die Wässerung zu einer Kontraktion. Während es bei EE' durch die Quellung zu einer Wertverbesserung kam. Praktisch unverändert bleiben BDI und BDII.

c) Palacast

Bei diesem Kunststoff liegen die Wertänderungen der Meßstrecken AA' BB' CC' DD' eng beisammen. Lediglich bei EE' zeigte sich eine größere Änderung. Auch hier ist die Änderung im distalen Bereich geringer als im mesialen. Im Gegensatz zu Paladon und Palapress kam es hier zu einer deutlichen Bißsenkung.

Bei der Wässerung der Prothese kam es wie bei Paladon und Palapress zu einem Aufbiegeeffekt von ACI und ACII hier aber bei geringer Änderung von AA', BB' und DD' verschlechterte sich weiter, wobei DD' die Änderung von BB' übertraf. Im Gegensatz hierzu kam es bei EE' zu einer deutlichen Wertverbesserung. Das Herstellungsverfahren liefert dafür eine Erklärung.

Es zeigte sich bei den Versuchen, daß der Kunststoff im distalen Prothesenteil teilweise sehr spät erhärtet und eine Auspolymerisation unter Umständen noch nach Stunden stattfinden kann. Außerdem werden viele Luftblasen eingeschlossen. Nach Angaben des Herstellers sollen diese Ungenauigkeiten durch ein Übermodellieren um zwei mm ausgeschlossen werden. Bei meinen Versuchen mußte ich aber feststellen, daß das nicht in allen Fällen ausreichend ist.

d) Luxene

Bei diesem Kunststoff war die Änderung von ACII größer als von ACI. Die Änderung von DD' war kleiner als von BB'. Bei den Zahnreihen zeigte sich die größere Änderung im distalen Bereich. Auch hier kam es zu einer Bißsenkung. Eine Wässerung der Prothesen brachte keine nennenswerten Änderungen der Meßstrecken.

e) Polyapress

Auffällig waren die relativ großen Änderungen in allen Meßbereichen.

Bei einem Vergleich von ACI und ACII ergeben sich Anhaltspunkte, daß die Änderung an der Eingußseite des Werkstückes kleiner ist als an seinem gegenüberliegenden Ende. Die etwas größere Bißerhöhung beim Einfluß kann durch einen höheren Einpressdruck auf der Eingußseite erklärt werden. Die Untersuchungen von JANKE über eine Verkleinerung des Eingußkanales deuten ebenfalls darauf hin.

f) Metallbasen

Am auffälligsten ist die große Streuungsbreite der Meßwerte der Gußstücke. Aus diesem Grunde wurden die Werte der einzelnen Prothesen getrennt angegeben.

Um die Einflüsse des Doublierens der Meßmodelle auf die Paßgenauigkeit zu klären, wurden die doublierten Modelle vermessen. Es zeigte sich bei der Vermessung der doublierten Modelle, daß die scharfkantigen Frässtellen der Ausgangsmodelle nur unscharf und abgerundet wieder-gegeben werden konnten. Dies führte zu einer Meßungenauigkeit von etwa 0,05 - 0,01 mm. Da sich dieser Fehler bei den Metallgüssen wiederholte, ist die Meßungenauigkeit hier größer als bei den Kunststoffmodellen. Die Ergebnisse zeigen, daß die Streuungsbreite der doublierten Modelle kleiner ist als die der Gußstücke (Abb. 8 - 12).

Die Tabelle 23 gibt die Formänderung der im Doublier-
verfahren hergestellten 9 Modelle an.

Tab. 23

Meß-
strecke

AA'	-0,07	-0,14	-0,21	-0,15	-0,23	-0,29	-0,21	-0,08	-0,26
BB'	+0,04	-0,08	-0,06	-0,09	-0,24	+0,01	-0,15	+0,05	-0,05
CC'	+0,03	-0,01	-0,05	+0,04	-0,06	-0,16	-0,01	+0,03	-0,02
ACI	-0,04	-0,09	-0,10	-0,08	-0,07	-0,06	-0,12	-0,08	-0,06
ACII	-0,06	-0,08	-0,10	-0,08	-0,08	-0,10	-0,11	-0,04	-0,07

In den Abbildungen 8 - 12 wurden die Änderungen
graphisch dargestellt.

AA'

Abb. 8 Die Maßänderung der im Doublierverfahren
hergestellten 9 Modelle für die Meßstrecken AA'.

BB'

Abb. 9 Die Maßänderung der im Doublierverfahren
hergestellten 9 Modelle für die Meßstrecken BB'.

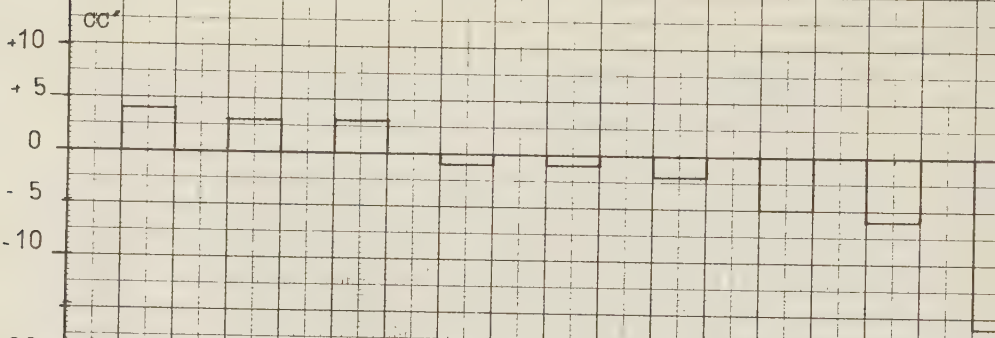


Abb. 10 Die Maßänderung der im Doublierverfahren hergestellten 9 Modelle für die Meßstrecken CC'.

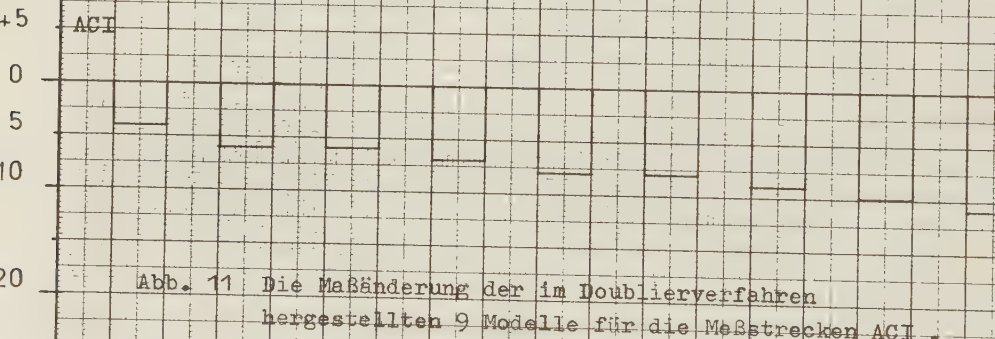


Abb. 11 Die Maßänderung der im Doublierverfahren hergestellten 9 Modelle für die Meßstrecken ACI.

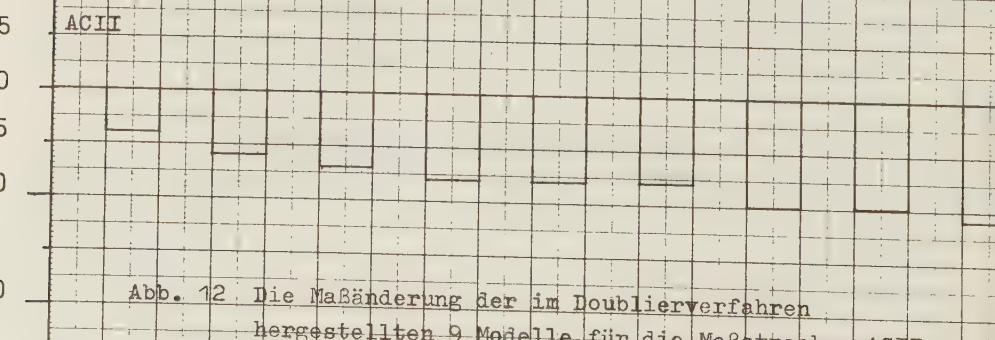


Abb. 12 Die Maßänderung der im Doublierverfahren hergestellten 9 Modelle für die Meßstrecken ACII.

Bei einer Rücksprache mit den Laboratorien stellte sich heraus, daß die Modelle mit Hilfe einer alten Doubliermasse hergestellt wurden. Ebenso die Modelle der Co-Cr-Güsse I. Bei den Goldgüssen und Co-Cr-Güssen II wurde eine neue Doubliermasse verwendet. Bei einem Vergleich zwischen den Güssen Co-Cr I und II wird jedoch sichtbar, daß die Verwendung einer neuen Doubliermasse zu keiner Wertverbesserung führte.

Die Ursache dafür, daß die Goldgüsse gegenüber dem Wachstmodell größer und die Stahlgüsse kleiner wurden, dürfte neben den Fehlern beim Doublieren in den unterschiedlichen Einbettmassen und der Abkühlungskontraktur zu finden sein.

Beim Aufpressen des Paladon 65 auf die Basisplatten wurden diese stark verformt. Dabei war es gleichgültig, ob die Basisplatten auf die Modelle aufgesetzt wurden wie bei Co-Cr-I oder, ob die Basisplatten vor dem Einbetten mit Moldano-Blau-Gips ausgegossen wurden wie bei den Degulor M- und Co-Cr-IIbasisplatten. Beide Verfahren führten zu einer Verformung. Es muß dabei allerdings beachtet werden, daß es bei Unterkiefer-Prothesenkörpern mit relativ steilen, fast parallelwandigen Kieferkämmen leichter zu Verformungen kommen kann als bei flachen Kieferkämmen.

Die Ergebnisse für die Veränderung der Prothesenbasen wurden in den Abbildungen 13 - 17 graphisch dargestellt. Die Abbildungen geben die Werte der Maßänderung der Meßstrecken der Prothesenbasen nach 1. dem Guß, 2. nach dem Aufpressen von Paladon, 3. in Abhängigkeit von der Zeit der Einlagerung in Wasser an. Die erste Messung der gewässerten Prothesen erfolgte nach 29 Tagen, die zweite nach 58 Tagen. Es zeigte sich, daß eine Wässerung der Prothesen keine Änderung der Metallbasis bewirkt.

Für die graphische Darstellung wurden folgende Zeichen verwendet:

für Degulor M	+	Paladon 65	-----
für Wironit I	+	Paladon 65	_____
für Wironit II	+	Paladon 65	—————

Eine Darstellung der Meßstrecken und Erklärung der verwendeten Zeichen befindet sich nochmals auf einem herausklappbaren Blatt auf Seite 81 dieser Arbeit.

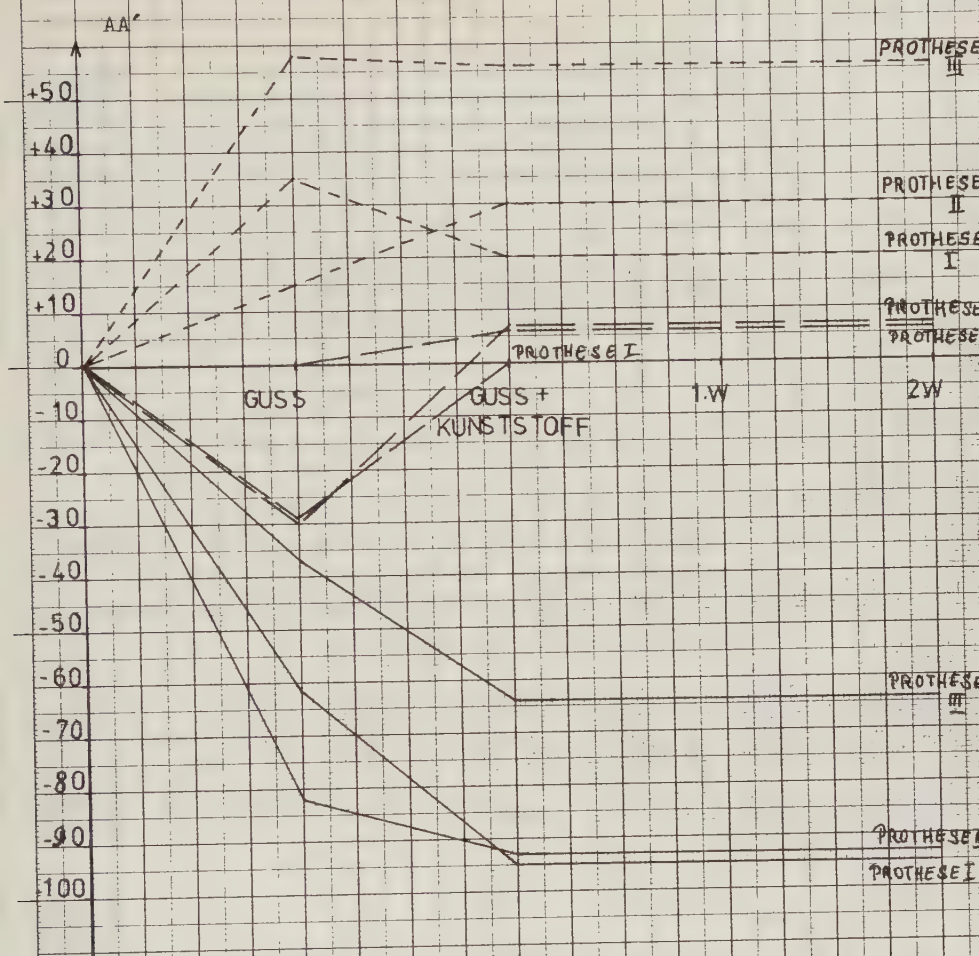
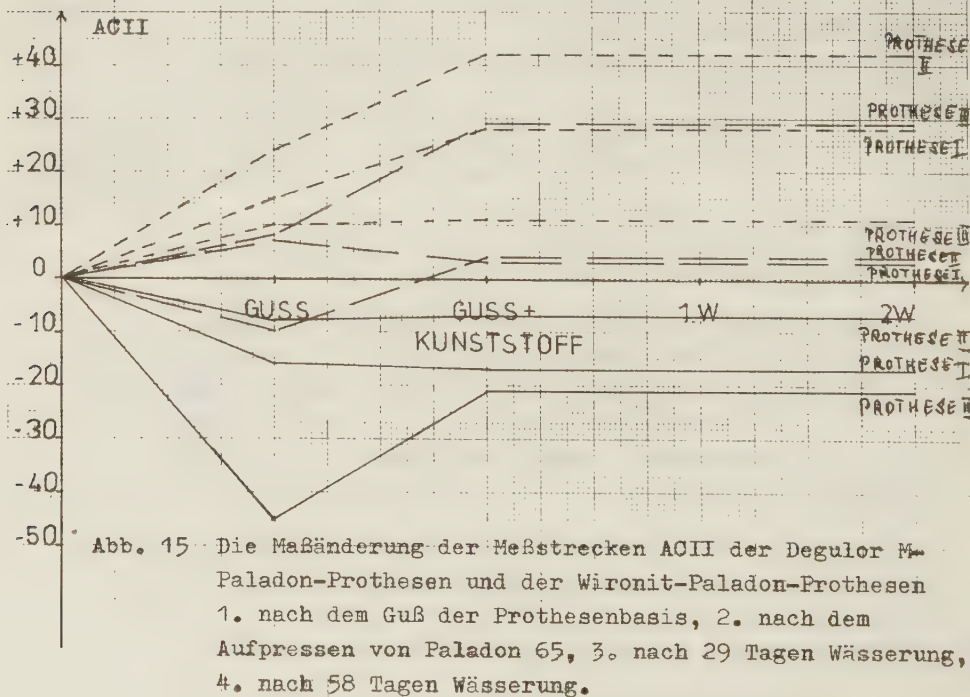
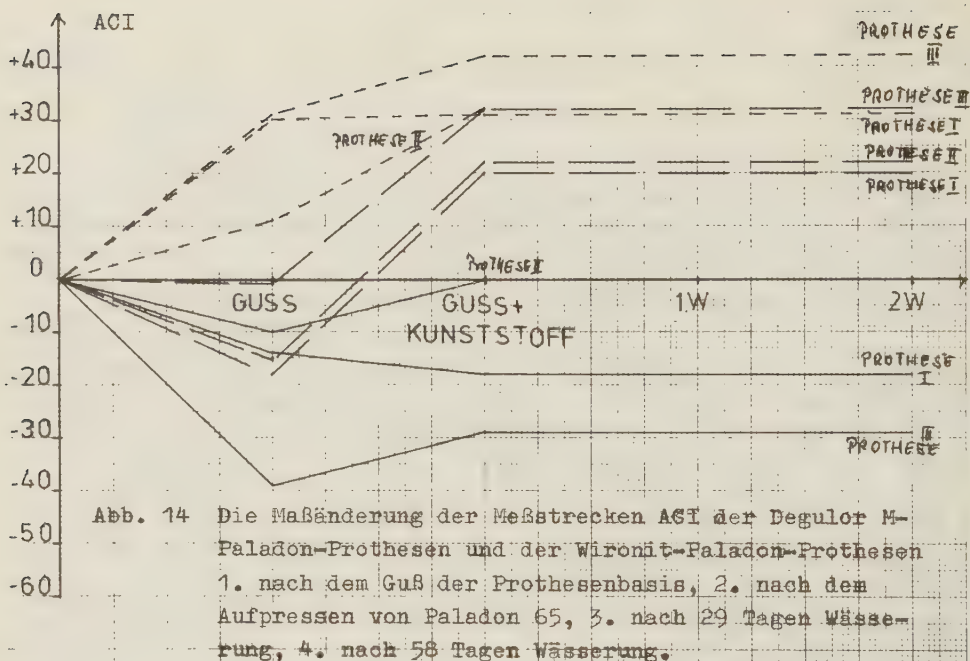


Abb. 13 Die Maßänderung der Meßstrecken AA' a) Deguler M - Paladon-Prothesen und der Wironit-Paladon-Prothesen
 1. nach dem Guß der Prothesenbasis, 2. nach dem Aufpressen von Paladon 65, 3. nach 29 Tagen Wasserung, 4. nach 58 Tagen Wasserung.



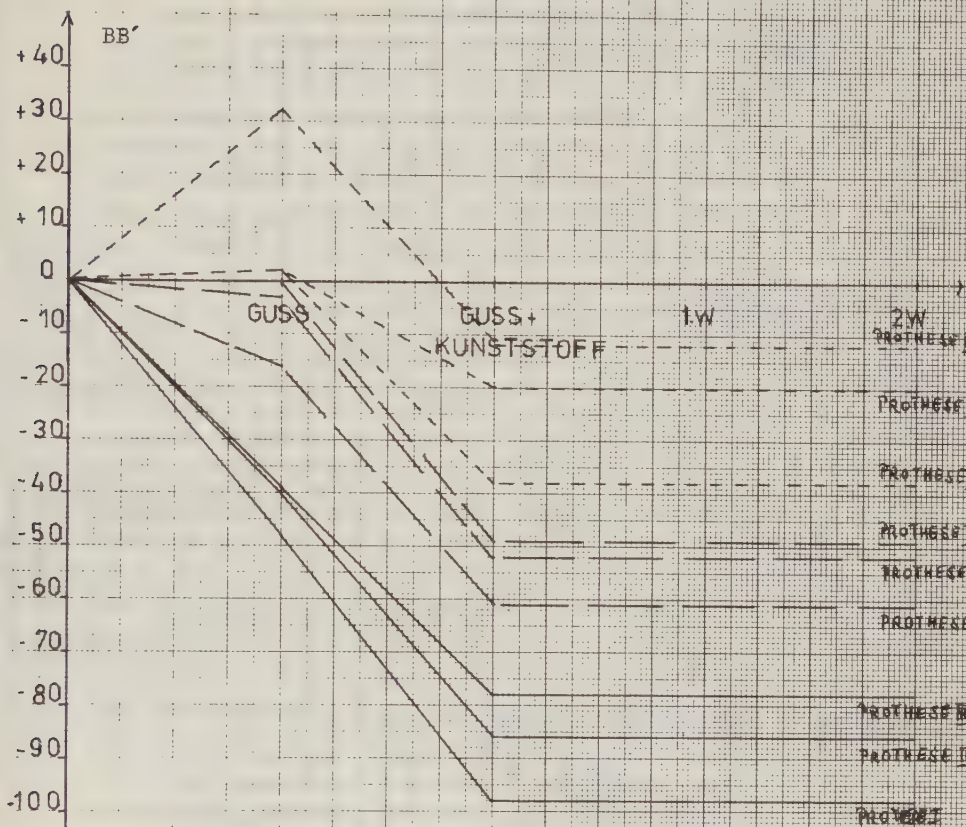


Abb. 16 Die Maßänderung der Meßstrecken BB' der Degulor M - Paladon-Prothesen und der Wironit-Paladon-Prothesen 1. nach dem Guß der Prothesenbasis, 2. nach dem Aufpressen von Paladon 65, 3. nach 29 Tagen Wässerung, 4. nach 58 Tagen Wässerung.

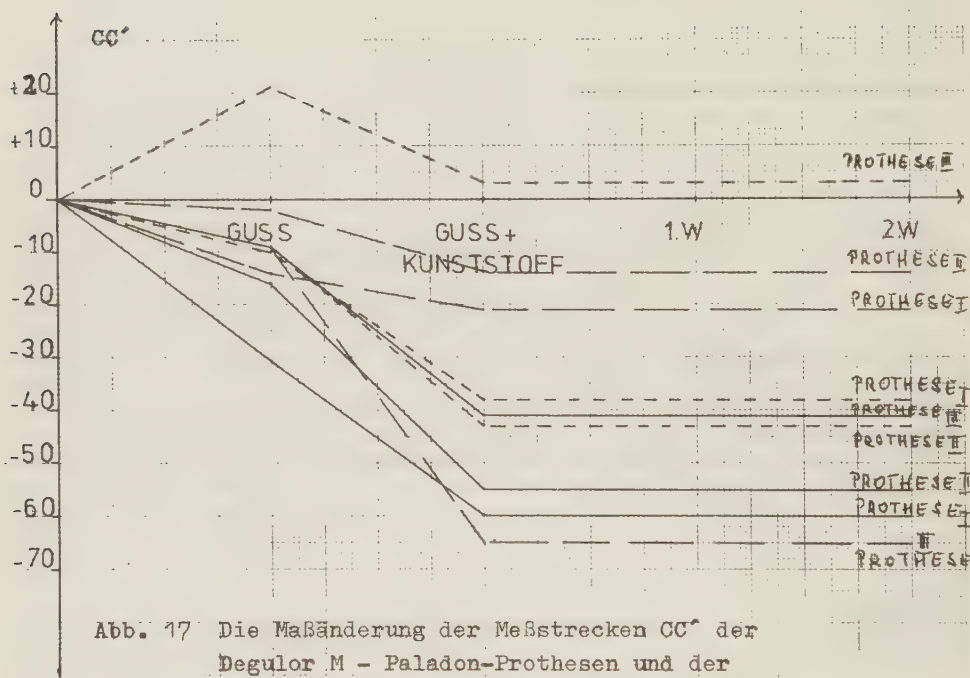


Abb. 17 Die Maßänderung der Meßstrecken CC der Degulor M. - Paladon-Prothesen und der Wironit-Paladon-Prothesen 1. nach dem Guß der Prothesenbasis, 2. nach dem Aufpressen von Paladon 65, 3. nach 29 Tagen Wässerung, 4. nach 58 Tagen Wässerung.

Bei einem Vergleich der Änderungen der Zahnreihen zwischen Metallbasis-Paladon-Prothesen mit reinen Paladon-Prothesen zeigt sich, daß die Veränderungen bei Prothesen mit Metallbasen größer ist. Der Grund für diese Erscheinung ist in der unterschiedlichen Isolierung des Kunststoffes zu finden. Während die reinen Paladon-Prothesen nur mit einem Isoliermittel (auf Alginatbasis) isoliert wurden, wurde der Kunststoff bei den Metallbasis-Paladon-Prothesen sowohl durch Alginat, als auch durch die Metallbasis isoliert. Dies entspricht einer Zinnfolienisolierung. Weitere Einzelheiten über die Einflüsse unterschiedlicher Isoliermittel wurden schon auf Seite 6 erörtert.

Dagegen zeigte sich, daß die Größe der Verformung der Metallgüsse während des Einpressens des Kunst - stoffes und während der Polymerisation keinen Einfluß auf das Verhalten der Zahnreihen hat. Bei der Wässerung der Prothesen führte die Quellung bei den Zahnreihen zu einer Wertverbesserung bzw. zu einer weiteren Biß - erhöhung. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 18 + 19 graphisch dargestellt. Die Abbildungen geben die Werte der Maßänderungen der Zahnreihen 1. nach der Fertig - stellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung und 3. nach 58 Tagen Wässerung an. Zur Zeichenerklärung wird auf das heraus - klappbare Faltblatt auf Seite 81 verwiesen.

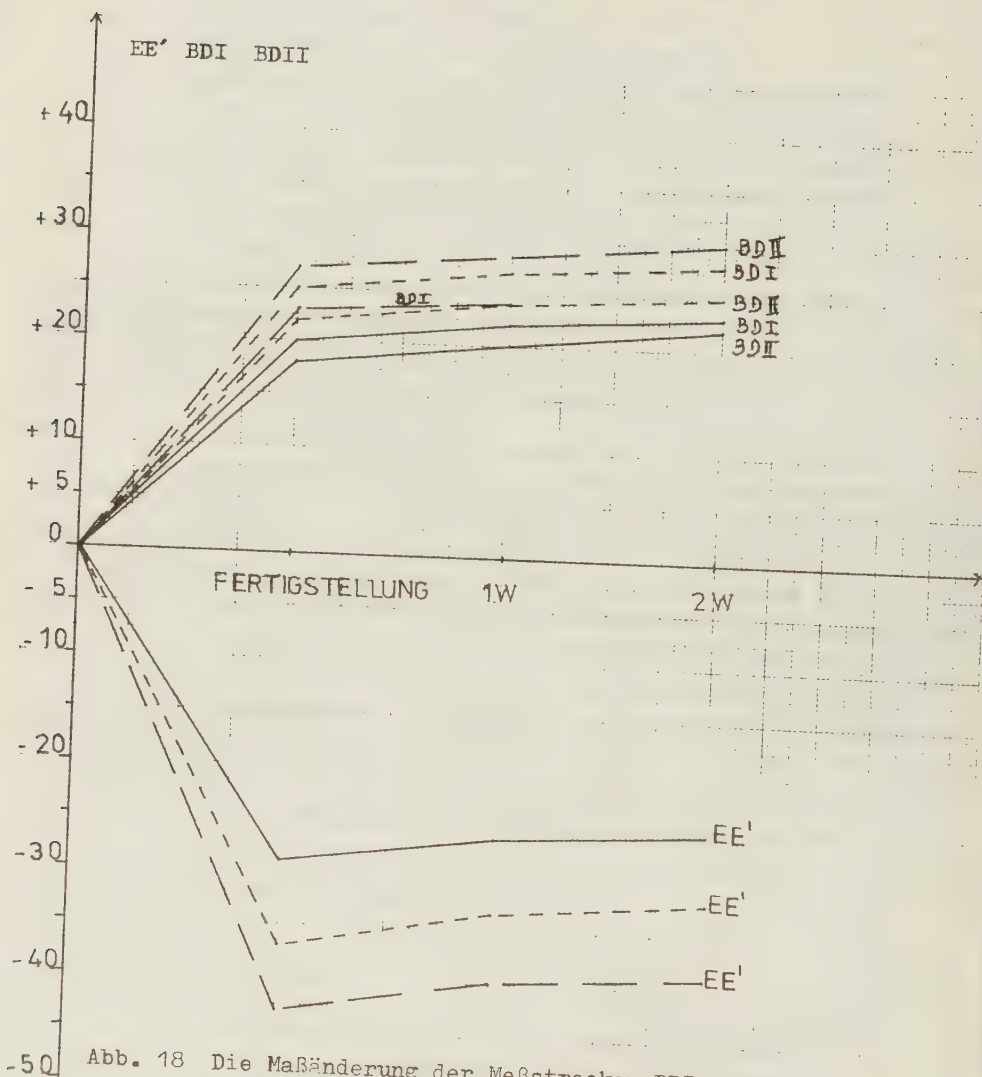


Abb. 18 Die Maßänderung der Meßstrecken BDI, BDII und EE' der Degulor M - Paladon-Prothesen und der Wironit-Paladon-Prothesen nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung und 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte)

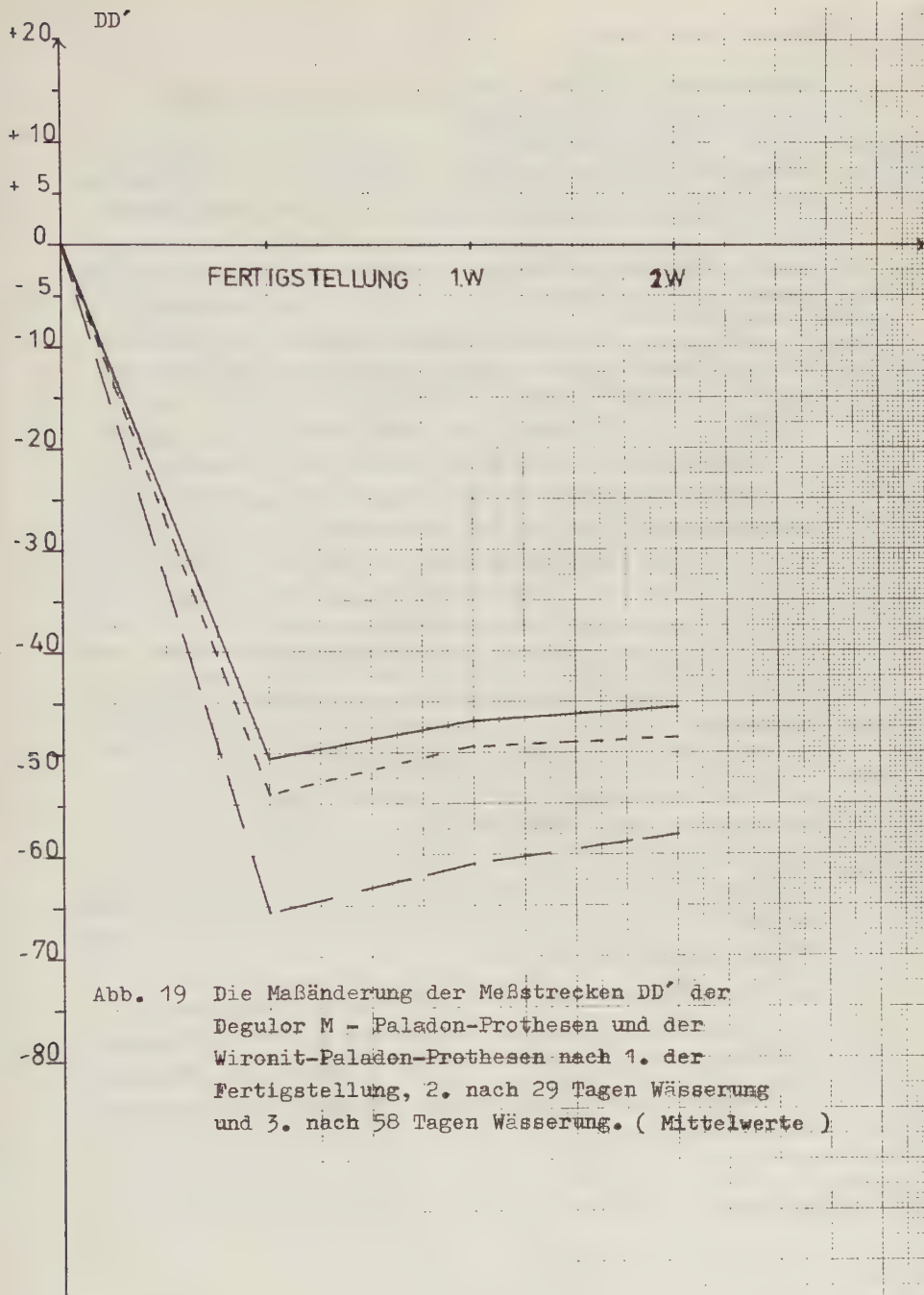


Abb. 19 Die Maßänderung der Meßstrecken DD' der Degulor M - Paladon-Prothesen und der Wironit-Paladon-Prothesen nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung und 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte)

Das unterschiedliche Verhalten der einzelnen Werte verschiedener Kunststoffe.

Betrachtet man die Ergebnisse der einzelnen Meßstrecken und vergleicht sie miteinander, so ergibt sich folgendes Bild:

Bei der Strecke AA' zeigen Palapress und Paladon die größte Paßgenauigkeit gegenüber ihrem Ausgangswert. Es folgen mit deutlichem Abstand Palacast und Luxene. Polyapress zeigt mit 0,92 die größte Veränderung auf. Nach 29-tägiger Wässerung haben sich die Werte von Paladon 65 und Palacast, das jetzt seinen Ausgangswert erreichte, angeglichen, während sich ihr Abstand zu Palapress weiter vergrößerte. Nach 58-tägiger Wässerung führte die Quellung bei Palapress zu einer Vergrößerung gegenüber dem Ausgangswert. Bei Luxene und PVS-H brachte eine Wässerung keine nennenswerte Änderung der Meßergebnisse (Abb. 20).

Unterscheiden sich die Meßergebnisse von AA' bei Paladon 65 und Palapress nach der Fertigstellung nicht wesentlich, so haben sie sich bei der Meßstrecke BB' fast vollends angeglichen. Ebenso sind die Werte von Palacast nur unwesentlich schlechter. Eine Wässerung brachte hier keine meßbaren Veränderungen. Luxene gefolgt von PVS-H zeigen auch hier deutlich größere Abweichungen von ihren Ausgangswerten als die übrigen Kunststoffe. Eine Wässerung führt bei ihnen zu keiner meßbaren Veränderung (Abb. 23).

Bei der Meßstrecke CC' zeigt Palapress eindeutig das beste Meßergebnis, während sich Paladon 65 und Palacast nur wenig unterscheiden. Es folgen Luxene und PVS-H. Auch hier bringt eine Wässerung nur unwesentliche Wertänderungen (Abb. 24).

Bei den Meßstrecken ACI und ACII zeigt sich, daß bei Paladon 65 die Meßwerte nach Fertigstellung größer als der Ausgangswert wurden. Die größte Paßgenauigkeit zeigen hier Palapress und Palacast. Es folgen, wie bei den vorausgegangenen Ergebnissen, Luxene, mit deutlichem Abstand PVS-H. Eine Wässerung führt hier zu einer Angleichung der Werte von Palapress, Palacast und Paladon 65, während sich bei Luxene und PVS-H keine Veränderungen ergaben (Abb. 21 u. 22).

Betrachtet man die Ergebnisse der Meßwerte innerhalb der Zahnreihen so ergibt sich folgendes Bild: Bei Palapress, Paladon 65 und PVS-H kommt es zu einer Bißerhöhung, bei Luxene und Palacast zu einer Bißsenkung in etwa gleichem Ausmaß. Eine Wässerung zeigt auch hier keine auffälligen Veränderungen (Abb. 27 u. 28). Die größte Paßgenauigkeit zeigen Palapress gefolgt von Paladon 65 im mesialen Bereich der Zahnreihen. Es folgen die Werte von Luxene und PVS-H mit nur geringen Unterschieden. Palacast zeigt hier den schlechtesten Wert. Auffällig ist der Wässerungseinfluß bei Paladon 65 und Palacast, der bei beiden Kunststoffen zu einer sichtbaren Wertverbesserung führte (Abb. 25). Im distalen Prothesenteil zeigt Paladon 65 gefolgt von Palapress die größte Paßgenauigkeit, während Luxene und Palacast fast gleich sind. Palacast zeigt bei einer Wässerung eine größere Änderung als die übrigen Kunststoffe. Die größte Abweichung zeigt hier wieder PVS-H (Abb. 26).

Vergleicht man die Meßergebnisse der Kunststoffprothesen mit denen der Metall-Paladon 65 - Prothesen wird sichtbar, daß die Streubreite der Meßergebnisse bei Kunststoff-Prothesenbasen wesentlich geringer ist als bei den Metallbasen. Ebenso konnte durch Verwendung von Metallen keine größere Paßgenauigkeit erzielt werden.

Die Paßgenauigkeit der Zahnreihen bei kombinierten Metallkunststoff-Prothesen war in transversaler Richtung deutlich schlechter als bei reinen Paladonprothesen und zwar sowohl im distalen wie im mesialen Bereich.

Meß- strecke	Stahl I	Stahl II	Gold	Paladon
DD'	- 0,6566	- 0,5066	- 0,5400	- 0,0233
EE'	- 0,4333	- 0,2933	- 0,3700	- 0,1266

Zur Erklärung der Meßstrecken und Zeichenerklärung wird auf das Falblatt auf Seite 81 verwiesen.

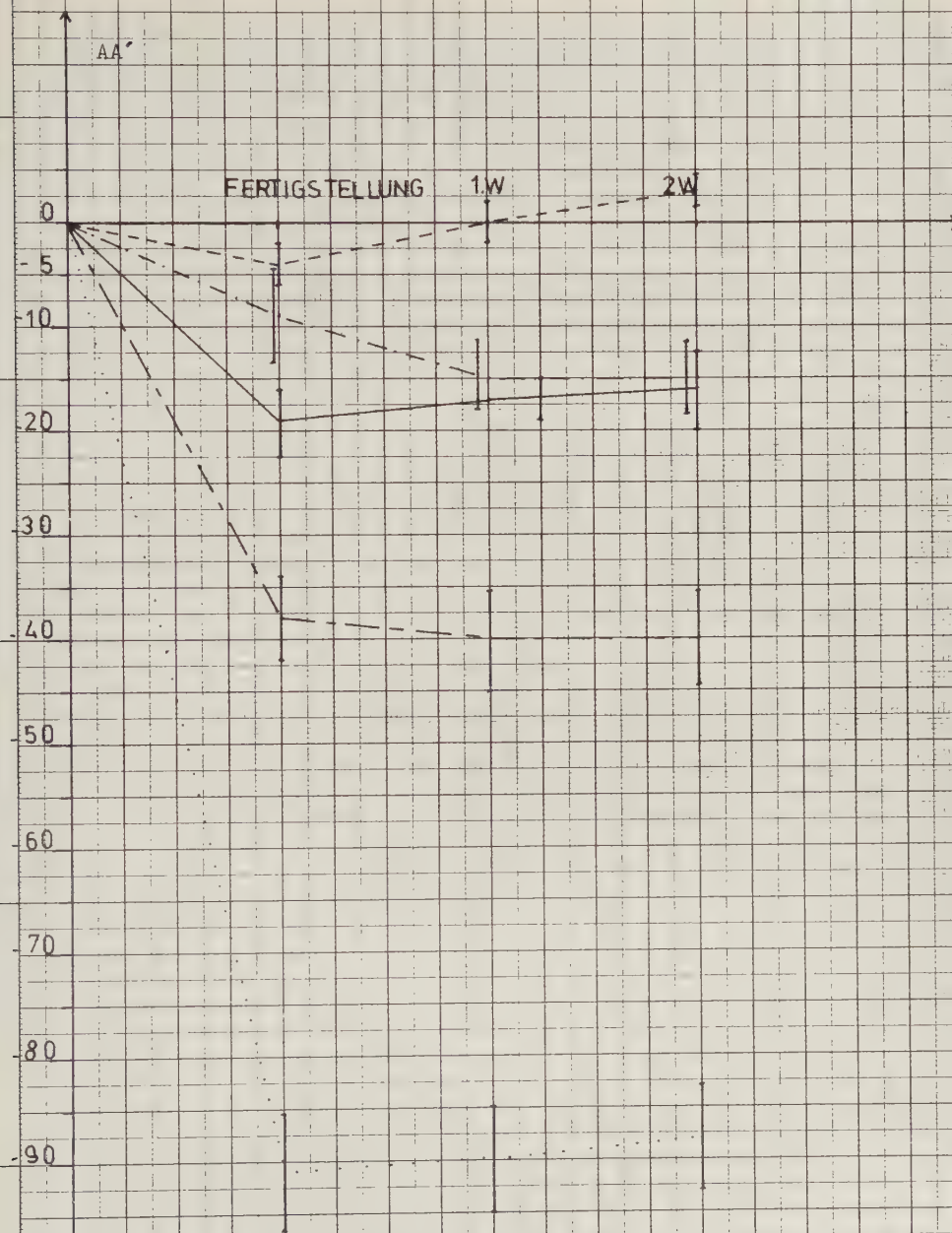


Abb. 20 Die Maßänderung der Maßstrecken AA' von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichung an.

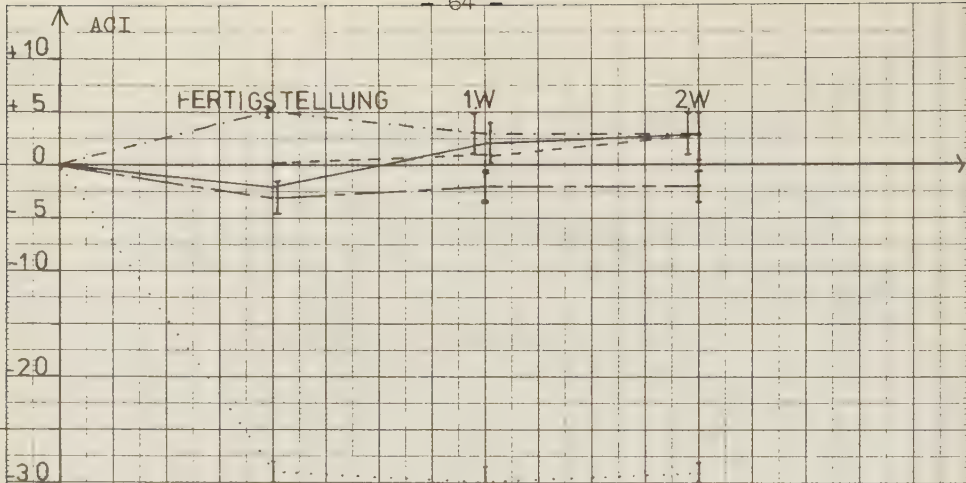


Abb. 21 Die Maßänderung der Meßstrecken ACI von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.

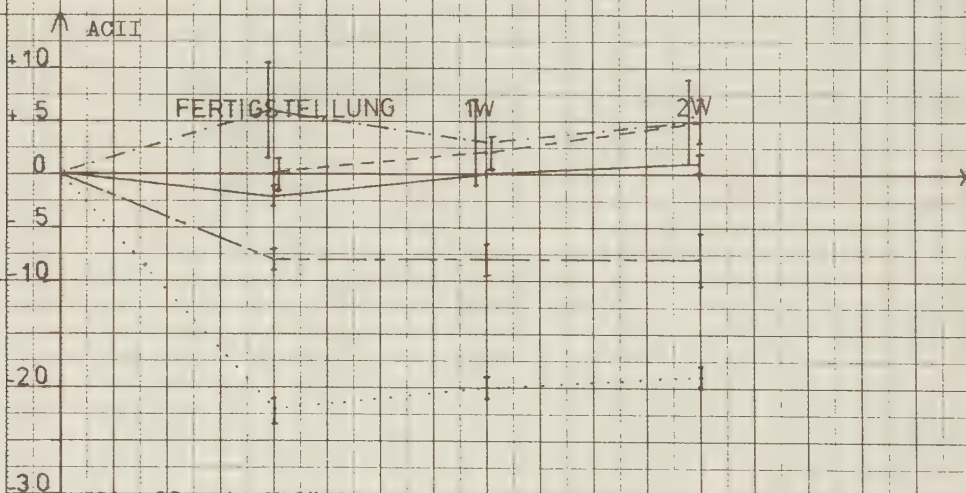
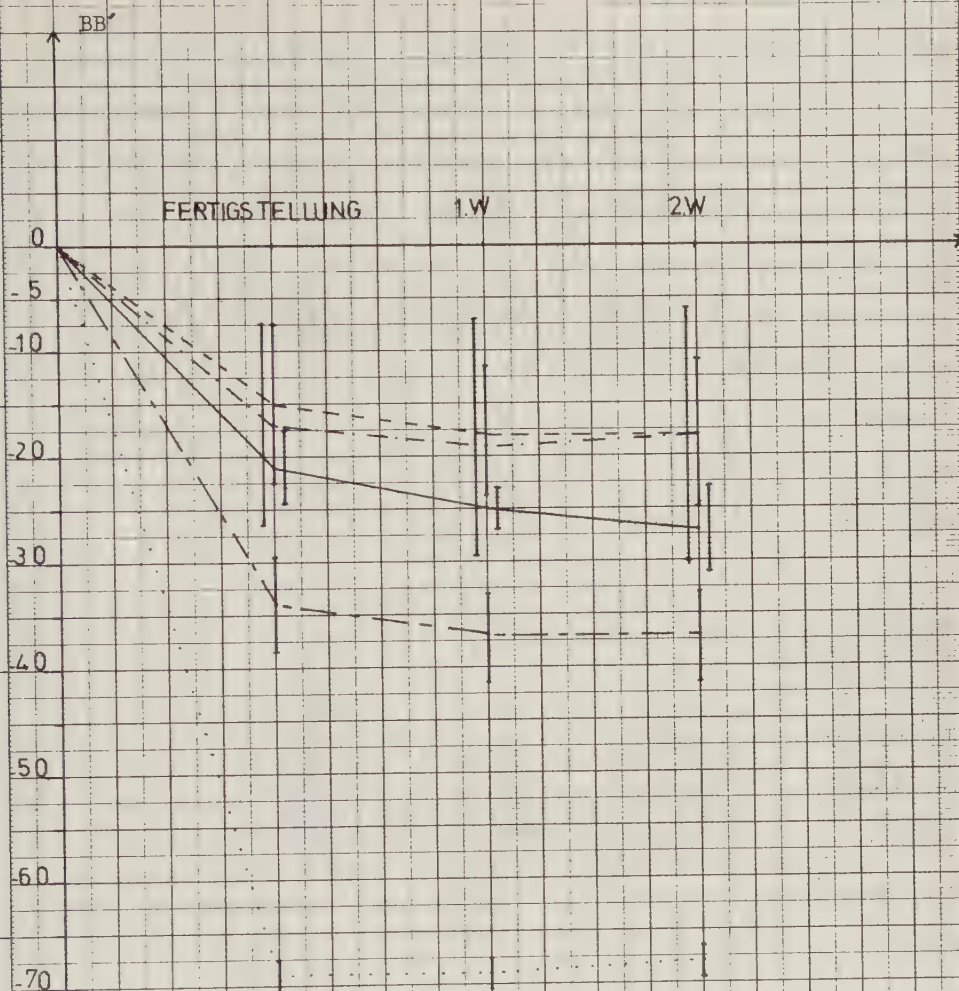


Abb. 22 Die Maßänderung der Meßstrecken ACII von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.



80 Abb. 23 Die Maßänderung der Maßstrecken BB' von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.

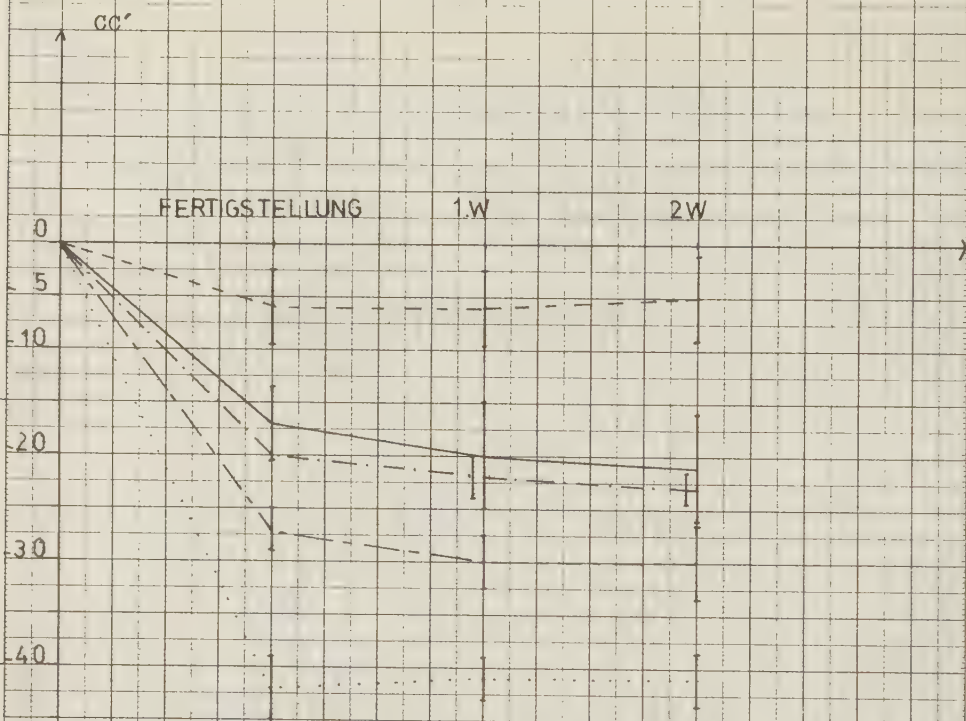


Abb. 24 Die Maßänderung der Meßstrecken CC' von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.

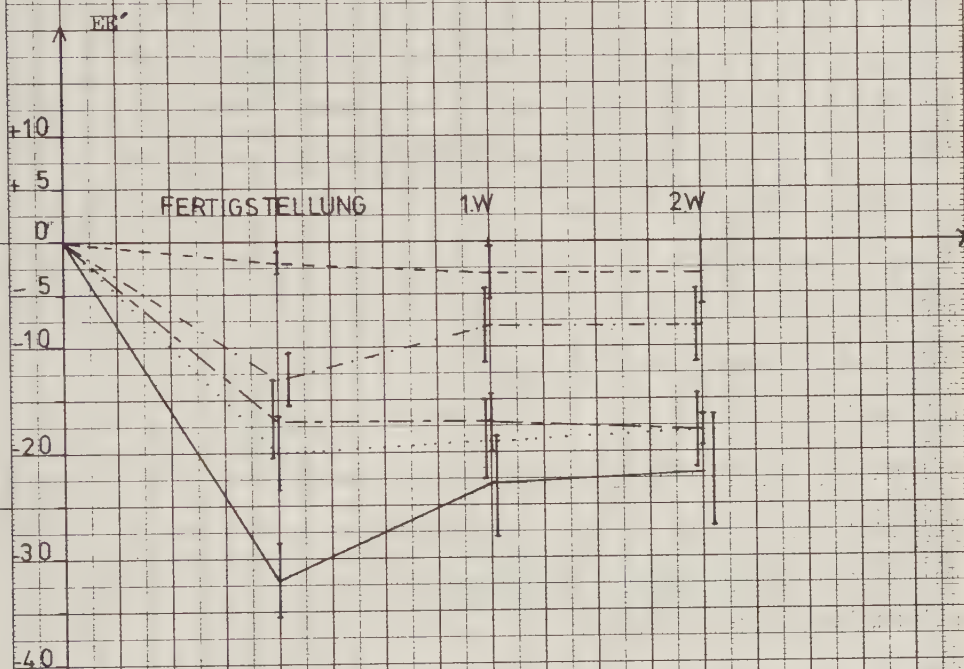


Abb. 25 Die Maßänderung der Meßstrecken EE' von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.

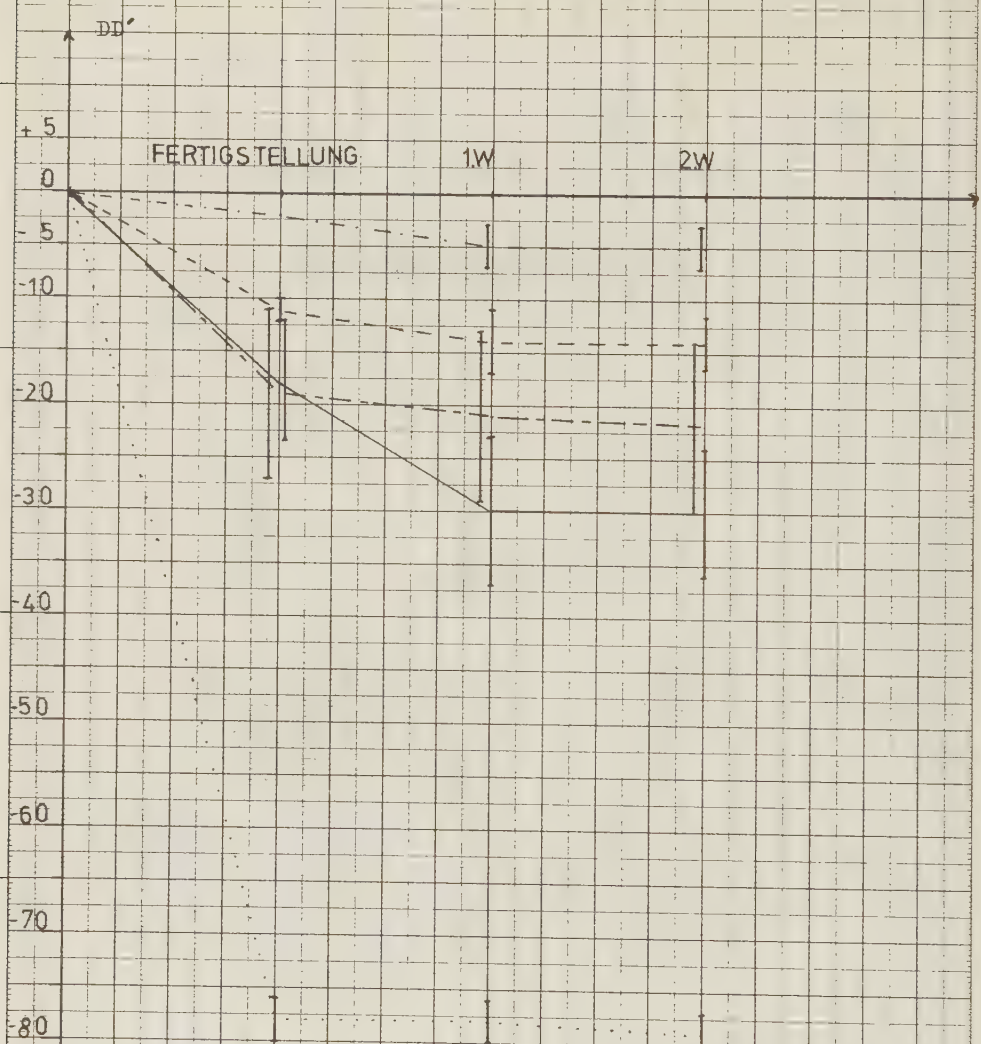


Abb. 26 Die Maßänderung der Meßstrecken DD' von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.

Abb. 27. Die Maßänderung der Meßstrecken BDI von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.

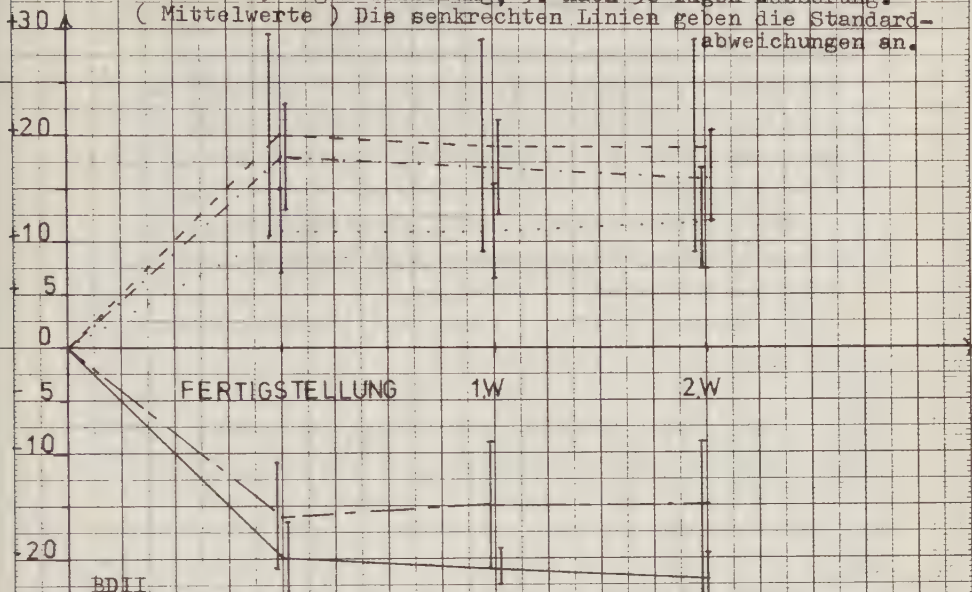
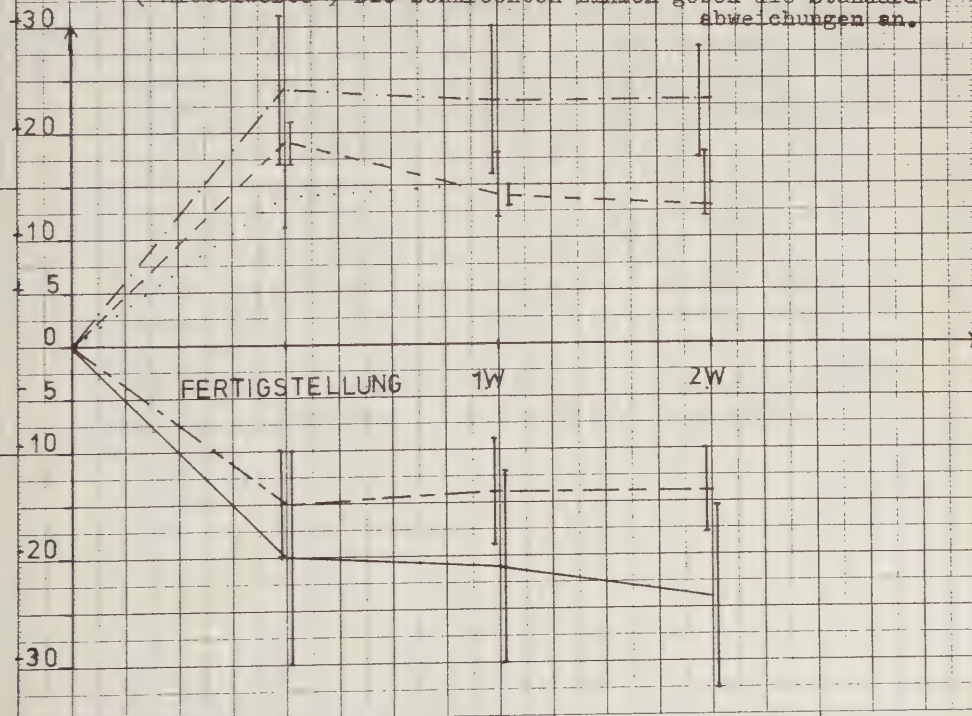


Abb. 28. Die Maßänderung der Meßstrecken BDII von Luxene, Paladon 65, Palacast, Palapress, Polyapress nach 1. der Fertigstellung, 2. nach 29 Tagen Wässerung, 3. nach 58 Tagen Wässerung. (Mittelwerte) Die senkrechten Linien geben die Standardabweichungen an.



c) Gewichtsverhalten der Prüfkörper

Bezüglich ihres Gewichtes unterscheiden sich die Kunststoffprothesen untereinander nur unwesentlich, während die Metall-Kunststoffprothesen deutlich schwerer waren. Die Prothesen mit einer Goldbasis erreichten fast das doppelte Gewicht der Kunststoffprothesen und waren noch erheblich schwerer als die Co-Cr-Kunststoffprothesen. Die Tabelle 24 gibt die Ergebnisse in Gramm an.

Tab. 24

Pro- these	Wironit + Paladon I	Wironit + Paladon II	Degulor M + Paladon
I	33,41	32,32	43,18
II	35,68	35,49	40,79
III	34,80	35,09	43,58

Pro- these	PVS-H	Luxene	Paladon 65	Palacast	Palapress
I	24,51	24,92	23,82	21,45	21,44
II	23,90	21,47	23,75	24,08	24,08
III	21,80	25,33	24,58	22,26	22,26

9. Diskussion der Ergebnisse

Die Meßergebnisse haben durchweg Unterschiede zwischen den verwendeten Materialien gezeigt, was besonders die Paßgenauigkeit betrifft.

Die beste Paßform der Prothesenbasis zeigte sich bei Palapress gefolgt von Paladon 65 und Palacast. Doch sind die Unterschiede zwischen diesen Kunststoffen sehr gering. Die Überlegenheit von Palapress dürfte auf die Auswirkung der fehlenden bzw. minimalen Abkühlungskontraktion zurückzuführen sein, da bei den Kaltplasten die entstehende Reaktionswärme schon während des Polymerisationsvorganges durch den Gips abgeleitet wird, während das Heißpolymerisat bei seiner Abkühlung auf Raumtemperatur eine zusätzliche Schwindung aufweist. Die Tatsache, daß Palacast, ein Kunststoff, der eine geringere Polymerisationstemperatur als Paladon 65 benötigt, eine geringfügig schlechtere Paßform aufweist, dürfte in seinem ungünstigeren Verhältnis von Monomer zu Polymer zu suchen sein. Mit deutlichem Abstand folgt Luxene. Die schlechteste Paßform weist PVS-H auf.

Während sich bei den Goldgüssen die Prothesenbasis vergrößerte, trat bei den Co-Cr-Güssen eine Kontraktion ein. Die Ursachen für dieses Verhalten sind in der verschiedenen Expansion der Einbettmassen und der höheren Gießtemperatur bei den sogenannten Edelstählen zu sehen. Die beim Aufpressen des Kunststoffes auftretende Verformung der Güsse ist durch die ungünstige Form der Kiefermodelle bedingt, da sich bei den hohen und fast parallelwandigen Kieferkämme die Gußstücke nicht spannungslos aufsetzen lassen. Eine Verbesserung der Paßgenauigkeit gegenüber Kunststoffen ließ sich nicht erzielen.

Bei Wässerung hat sich lediglich bei Palapress und Palacast bei den Meßstrecken AA', ACI, ACII bei Palacast und Paladon 65 noch bei EE' ein Schwundausgleich gezeigt, wobei die Quellung bei Palapress und Palacast zu einem Aufbiegen der Prothesenschenkel führte.

Bei Paladon trat bei denselben Meßstrecken AA', ACI und ACII eine Verkleinerung ein, während Luxene und PVS-H formstabil blieben. Lediglich bei Paladon auf einer Metallbasis führte die Quellung zu einer stetigen Expansion der Meßstrecken EE', DD', BDI und BDII, doch führt dies kaum zu einer Verbesserung im Vergleich zu der Polymerisationsschrumpfung.

Was die Größe der Veränderung der Zahnreihen bei Paladon 65 und kombinierten Paladon 65-Metallprothesen betrifft, so ist die Kontraktion in transversaler Richtung bei den kombinierten Prothesen wesentlich größer als bei reinem Paladon 65-Prothesen. Die Ursache dafür liegt in der unterschiedlichen Isolierung des Kunststoffes.

Bei einem Vergleich der Ergebnisse mit denen von TORNER (41) lassen sich wesentliche Unterschiede feststellen. So kam TORNER zu dem Ergebnis, daß Palapress gefolgt von Luxene und PVS-H beide mit gleicher Schwindung und nur unwesentlich schlechter als Palapress, eine wesentlich größere Paßgenauigkeit besitzen als Paladon 65.

Bei meinen Versuchen zeigte sich, daß sich Palapress von Paladon 65 nicht wesentlich unterschied, Luxene und PVS-H jedoch deutlich schlechtere Ergebnisse zeigten. Die Umkehrung dieser Ergebnisse läßt sich nur durch die verschiedene Form der Prüfkörper erklären. Während TORNER eine stilisierte U-Form als Prüfkörper verwendete, wurde meinen Untersuchungen die viel kompliziertere Form

eines Unterkiefer-Modelles zugrunde gelegt.

In diesem Zusammenhang möchte ich auf die Ausführungen Seite 15 und 16 verweisen. Zieht man in diesem Zusammenhang noch die Untersuchungen von JANKE (14) über die entstehende Zwangsstrukturierung des PVS-H Kunststoffes, die beim Einspritzen entstehen in Betracht, so läßt sich das schlechtere Abschneiden von PVS-H bei einer komplizierteren Form erklären.

Ebenso bieten die Ausführungen Seite 15 und 16 die Erklärung für das Verhalten der Prothesen bei einer Wässerung, da die Unregelmäßigkeit der Form bedingt, daß der maßstabgerechte Querschnitt nach einer Volumenänderung nicht überall den gleichen Abstand von dem ursprünglichen Umriß hat. Daraus geht hervor, daß eine Quellung einer Prothese nicht unbedingt zu einer Verbesserung der Paßgenauigkeit führen muß.

10. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die Kunststoffe Palapress, Paladon 65, Palacast, Luxene, PVS-H z.T. in Verbindung mit Metallbasen aus Gold- und Co-Cr-Güssen auf ihre Paßgenauigkeit und Formtreue untersucht.

Die Meßergebnisse haben Unterschiede zwischen den Materialien verschiedenen Chemismus gezeigt.

Die Kunststoffe auf Methakrylatbasis, die im chemoplastischen Verfahren verarbeitet wurden, (Palapress, Paladon 65 und Palacast) erweisen sich in ihrer Paßgenauigkeit der Prothesenbasis dem im thermoplastischen Verfahren hergestellten PVS-H als deutlich überlegen. Luxene, ein Mischpolymerisat von Vinylazetat, Vinylchlorid und Methakrylsäuremethylester, liegt in bezug auf die Paßgenauigkeit zwischen Polyapress und den übrigen Kunststoffen. Bei Goldgüssen vergrößert sich die Prothesenbasis, während bei Co-Cr-Güssen eine Kontraktion eintritt. Beim Aufpressen des Kunststoffes konnte eine starke Verformung der Güsse durch den Preßdruck nicht vermieden werden.

Eine größere Paßgenauigkeit gegenüber den im chemoplastischen Verfahren verwendeten Methakrylaten konnte weder mit Goldgüssen noch mit Co-Cr-Güssen erzielt werden. Durch die Wässerung traten bei keinem der untersuchten Materialien wesentliche Veränderungen der Meßergebnisse ein.

11. Literaturverzeichnis

1. ANDERRES , TH. Über die Paßform von Kunststoff-
prothesen
Schweiz. Mschr. Zahnhk. 62,
531-534 (1952)
2. APPENZELLER, M. Materialprüfung an neuen Zahnpro-
thesenkunststoffen
Schweiz. Mschr. Zahnhk. 56,
549-578 (1946)
3. BAWENDI, B. Der Einfluß unterschiedlicher
Herstellungsverfahren auf die
Lageänderung der Ersatzzähne und
die Formänderung der Prothesen-
basis
dental-labor
21 921-925 (1973)
4. CAESAR , H.H. Prothesen aus Warmpolymerisaten
oder gegossenen Polymerisaten
dental-labor 20, 27-36 (1972)
5. DEWEIN, H. Einführung in die zahnärztlichen
Kunststoffprobleme
Dtsche. Zahnärztl. Z.
17, 1057-1070 (1962)
6. EHRLICH, R. Untersuchungen über Paßgenauigkeit,
Formtreue und Wasseraufnahme von
Gießkunststoffen, sowie die Spalt-
bildung zwischen Metall und Kunst-
stoff
Med. Diss. Mainz 1973
7. EICHNER, K. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe
und ihrer Verarbeitung.
Berlin 1974

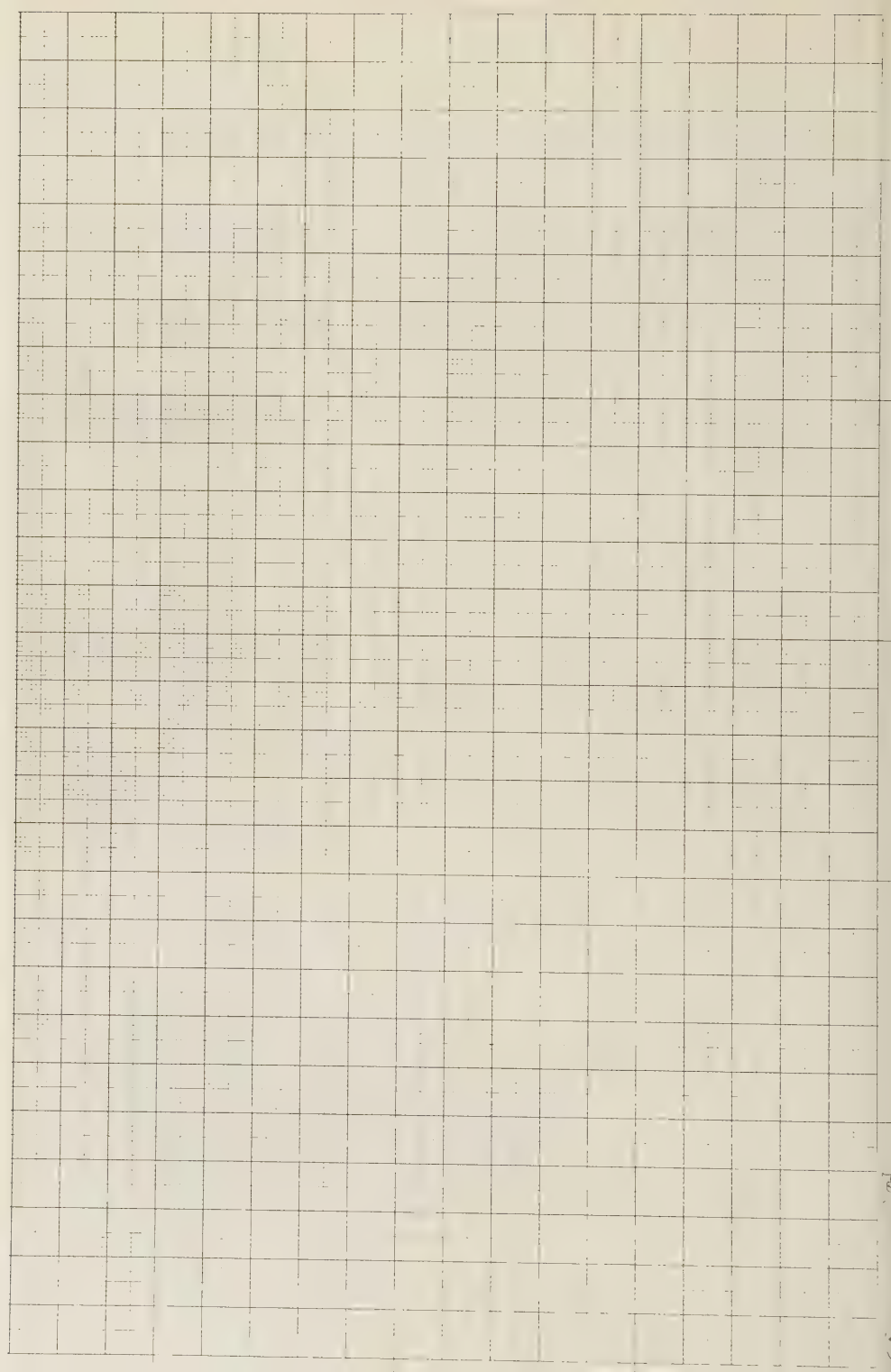
8. EISELT, K.H. Über die Paßgenauigkeit von
Modellgußprothesen
Zahnärztl. Rundschau H 1
48 - 52 (1966)
9. FAIRHURST, C. und in Marx (3)
RYGE, G.
10. GOTTFRIEDSEN, J.P. Die Gießharz-Technik
dental-labor
19, 19-23 (1971)
11. HOUWINK, R. Grundriß für Kunststofftech-
nologie
Akademische Verlagsgesellschaft
Becher und Erler
Leipzig 1964
12. ILG, V.K. Untersuchungen über den thermischen
Ausdehnungskoeffizienten des Paladons
sowie über seine Längenänderung
durch Wasseraufnahme und Austrocknung
Dtsch. Stomat. 2, 99-108 (1949)
13. JANKE, G. Über die fugendichte Verbindung
von Kunststoffen und Metallen
Zahnärztl. Welt u. Reform
7, 509 (1952)
14. JANKE, G. Das Spritzverfahren zur Herstel-
lung von Kunststoffprothesen
Dtsch. Zahnärztl. Z. 17, 1057 (1962)
15. JANKE, G. Die Abhängigkeit der Prothesen-
eigenschaften von der Laborver-
arbeitung
Dtsch. Zahnärztl. Z.
21, 1437-1443 (1955)

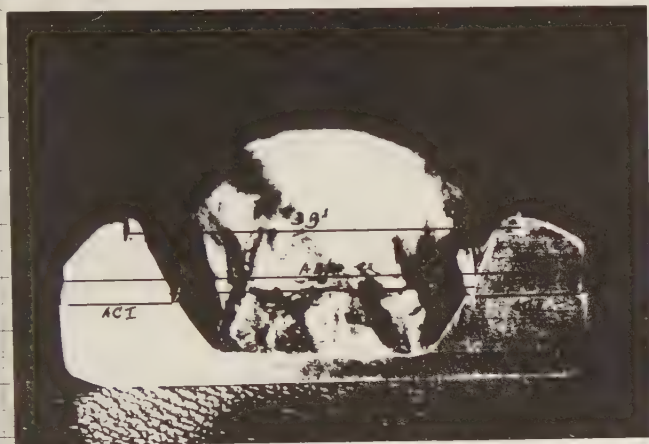
16. JANKE, G. Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung
Dtsch. Zahnärztl. Z.
8, 1159-1164 (1953)
17. KNISCHEWSKI, F. Repetitorium der werkstoffkundlichen Grundlagen der Zahnprothetik Bd. 2
Verlag Neuer Merkur München 1965
18. LAURITZEN, A.G. Die totale Prothesenkonstruktion
Sonderdruck (Kursanleitung)
19. LOEBICH, O. Der Lunker und seine Vermeidung
Dtsch. Zahnärztl. Z.
8, 1037-1043 (1953)
20. LOEBICH, O. Das Gefüge von Goldgußarbeiten
Dtsch. Zahnärztl. Z.
8, 1149 (1953)
21. MARX, H. Über die Abhängigkeit der Weißverfärbung dentaler PMM Kunststoffe von Polymerisaten und Isolation
Dtsch. Zahnärztl. Z.
16, 1375 (1961)
22. MARX, H. Über den Einfluß unterschiedlicher technologischer Bedeutungen bei der Herstellung von Kunststoffprothesen
dental-labor H 2 43-47 (1963)
23. MARX, H. Zur Polymerisationsproblematik dentaler Methakrylate
Zahnärztl. Welt
61, 747-751 (1960)

24. MARX, H. Technische Probleme bei der Vollprothesenherstellung und ihre klinische Bedeutung. Zahnärztl. Mdsch. 72, 291-295 (1965)
25. MARXKORS, M. Zum Problem des Gaumenbrennens unter Zahnprothesen Dtsch. Zahnärztl. Z. 16, 205 (1962)
26. MAYER, D. Volumenschwund und Paßgenauigkeit bei Kunststoffprothesen Dtsch. Zahn-Mund- u. Kieferheilkunde 22, 228-236 (1955)
27. MEINERS, H. Einige grundsätzliche Betrachtungen über Volumeneffekte im Zusammenhang mit Abbindevorgängen ZWR 82, 270-275 (1973)
28. NOWAK, L. in Eichner (7) S. 194-198
29. O'BRIEN, W. Porenfreier Guß quintessenz H 4 1 (1960)
30. PFÄNDLER, R. Ausgleich der Kontraktion bei der Polymerisation durch Wasseraufnahme beim Gebrauch von Kunststoffprothesen Zahntechnik 3, 269 (1950)
31. REBEL, H.H. Bio-Prothetik und Werk-Prothetik Dtsch. Zahnärztl. Z. 13, 1041-1051 (1958)
32. RINK, G. Die schnellhärtenden Kunststoffe Dtsch. Zahnärztl. Z. 7, 765 (1952)

33. RITZE, H. Quellung der Kunststoffe
Dtsch. Zahnärztl. Z.
20, 1245-1265 (1965)
34. ROTH, I. in Eichner (7) S. 97-110
35. SCHREIBER, S. Der Einfluß von Vernetzern auf
verschiedene gebräuchliche
Kunststoffe
Dtsch. Zahnärztl. Z.
17, 1071-1076 (1962)
36. SCHRÖDER, A. Über die Abhängigkeit der
Prothesenqualität von den
Polymerisationsbedingungen
Schweiz. Mschr. Zahnk.
62, 1108-1121 (1952)
37. SCHRÖDER, A. Die Eignung der Methakrylate
als Prothesenkunststoff im
Lichte neuer Untersuchungen
Schweiz. Mschr. Zahnk.
63, 961-971 (1953)
38. SCHUSTER, W. Ein Beitrag zur Formkonstanz
von Prothesenkunststoffen
Med. Diss. Rostock 1955
39. SCHWICKERATH, H. Zur Frage der Formveränderung
Zahnärztl. Welt und Reform
67, 287 (1966)
40. TORNER, E.V. Vergleichende Untersuchungen
über Paßgenauigkeit, Formtreue
und Wasseraufnahme einiger
Prothesenkunststoffe, sowie
die Spaltbildung zwischen
Metallen und Kunststoff
Med. Diss. Mainz 1971

41. UHLIG, H. Schwundlenkung bei Kunststoff-
prothesen
Zahnärztl. Praxis H 4 (1952)
42. WANNENMACHER, E. Die Prothese als schädigender
Faktor durch Reizwirkung auf
die Schleimhaut
Dtsch. Zahnärztl. Z.
9, 89-104 (1954)
43. WOELFEL, I.B. aus Ehrlich, R. (6) S. 9





MODELLKÖRPER
MIT
MEßSTRECKEN



MODELLKÖRPER
MIT
AUFGESTELLTEN
ZAHNREIHEN
UND
MEßSTRECKEN

ZEICHENERKLÄRUNG FÜR DIE SEITEN 53-56+58+59

DEGULOR M. PALADON 65
WIRONITI + PALADON 65
WIRONITI + PALADON 65

ZEICHENERKLÄRUNG FÜR DIE SEITEN 63-69

PALACAST
PALAPRESS
PALADON 65
LUXENE
POLYAPRESS

Danksagung

Für die Überlassung des Themas und für die Übernahme des Referates möchte ich mich sehr herzlich bei Herrn Prof. Dr. H. Marx bedanken.

Großer Dank gebührt auch Herrn Prof. Dr. K. Fuhr für die Übernahme des Korreferates.

Herrn Dr. Wetter vom Institut für medizinische Statistik und Dokumentation möchte ich für seine Beratung vielmals danken.

Lebenslauf

Am 2. August 1943 bin ich als Sohn des Ingenieurs Franz Kempter und seiner Ehefrau Hedwig, geb. Nothhelfer in Speyer geboren.

In meinem Heimatort Speyer besuchte ich 8 Jahre die Volksschule und danach das Staatliche Aufbaugymnasium. An dieser Schule legte ich 1964 die Reifeprüfung ab.

Nach einem Semester Biologie-Studium an der Johannes Gutenberg-Universität Mainz begann ich mit dem Studium der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Das zahnärztliche Staatsexamen legte ich im Dezember 1969 ab.

Im Jahre 1972 heiratete ich Fräulein Ingeborg Jaquet und im Dezember 1973 wurde meine Tochter Ulrike geboren.

Derzeit bin ich Assistentszahnarzt in Bad Tölz.

